

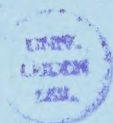
Aus der Kinderklinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. K. Stehr

Messung der Motorik von Neu- und Frühgeborenen mit dem Mechanographen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Irmgard Hummer
aus Hinterhaslach

1903



Aus der Kinderklinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen - Nürnberg

Direktor: Professor Dr. K. Stehr

Messung der Motorik von Neu- und Frühgeborenen mit dem Mechanographen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

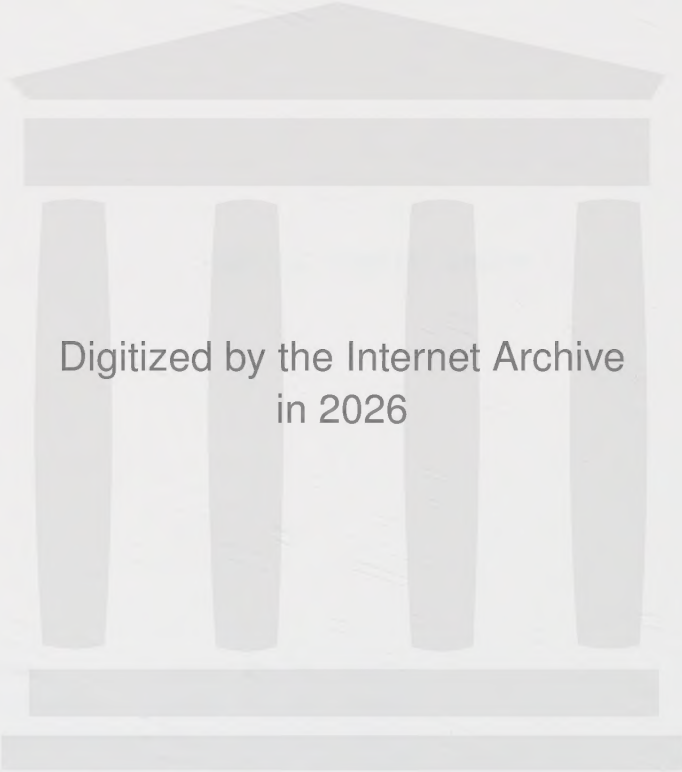
vorgelegt von
Irmgard Hummer
aus Hinterhaslach

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf
Referent: Prof. Dr. D. Harms
Korreferent: Prof. Dr. K. Stehr

Tag der mündlichen Prüfung: 17.10.1983

Meinen Eltern gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546206_0051

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Methodik	13
2.1. Arbeitsweise des Mechanographen	13
2.2. Aufbau und Funktionsprinzip des Mechanographen	14
2.3. Mechanogramm	20
2.4. Abhängigkeit der Empfindlichkeit des Mechanographen von Lage und Frequenz	23
2.5. Untersuchtes Kollektiv	27
2.6. Weiterentwickeltes Modell des Mechanographen	36
2.7. Auswertung der Daten	41
3. Versuchsdurchführung	53
3.1. Einsatzbereich	53
3.2. Erste Versuchsreihe	55
3.3. Zweite Versuchsreihe	62
4. Ergebnisse	65

	Seite
4.1. Bewegungsbeispiele aus der Bandaufzeichnung	65
4.2. Frequenzspektren einzelner Bewegungen	92
4.3. Frequenzspektren der Bewegungstypen	94
4.4. Klassifizierung der Daten	101
4.5. Untersuchungen der Gesamtaktivität	109
4.5.1. Aktivität innerhalb eines Zeitraums von 45 Minuten	109
4.5.2. Aktivität innerhalb eines längeren Zeitraums	112
5. Diskussion	119
6. Zusammenfassung	126
7. Literaturverzeichnis	128

1. EINLEITUNG

Die motorische Aktivität von Neugeborenen, Säuglingen, Kindern und auch Erwachsenen stellt ein wichtiges Kriterium zur Beurteilung des physiologischen und psychologischen Zustands dar. Dabei ist sowohl die Messung der motorischen Gesamtkomplexität als auch die Differenzierung typischer Bewegungsmuster von Interesse.

Beim wachen Neugeborenen werden häufig kleine, unter zunehmender Erregung verstärkte, zum Teil rhythmische Spontanbewegungen der Extremitäten, des Kopfes und der mimischen Muskulatur beobachtet.

Ein somnolentes Kind reagiert vermindert und verlangsamt, es ist bewegungsarm und meist schlaff. Eine Reduktion oder Verlangsamung von Spontanbewegungen findet sich häufig bei Neugeborenen mit schlaffem Muskeltonus.

Im Übererregbarkeitszustand läßt sich eine vermehrte Spontanmotilität feststellen; die Bewegungen werden fahrig, ruckartig und ausfahrend, manchmal athetoid (HAUPT, 1971). Übererregbare Säuglinge haben sehr lebhaftere Eigen- und Fremddreflexe, wobei

erstere oft in erschöpfliche Kloni, also in eine rhythmische Folge von Eigenreflexen, übergehen. Der Mororeflex besteht bei hyperexzitablen Neugeborenen aus rhythmischen klonischen Bewegungen. Diese Kinder schreien auch viel und schlafen weniger (SCHULTE, 1978).

Einen feinschlägigen Tremor zeigen gesunde Neugeborene oft beim Schreien. Grobschlägiger großamplitudiger Tremor erweckt den Verdacht auf Hirnschädigung. Er kann Ausdruck einer Krampfbereitschaft sein (HAUPT, 1971).

Auch ohne schwerere Hirnschädigung können kurz nach der Geburt im Rahmen eines Übererregbarkeits-syndroms kurzdauernde klonische Krämpfe auftreten. Ernster zu beurteilen sind wiederholtes Auftreten oder Persistieren der Krämpfe über den zweiten bis dritten Lebenstag hinaus. Harmlose spontane Bewegungen, wie Stäupchen, d.h. minimale Gesichtszuckungen vorwiegend im Facialisgebiet, Tremor des Unterkiefers, gelegentlich auch der Extremitäten, sind von zerebralen Krampfanfällen abzugrenzen (HAUPT, 1971).

Pathologische tonische Streckkrämpfe finden wir beim Tetanus neonatorum ab dem 6. - 8. Lebenstag

und bei der Neugeborenentetanie in den ersten 3 Lebenstagen, die bei Hypocalcämie, bei Hirnschädigung, bei Kindern diabetischer Mütter oder nach Sectio caesarea auftreten kann (HAUPT, 1971).

Als Ursache tonisch-klonischer Krämpfe kommen Hirnschäden infolge Hypoxie nach intrauteriner Asphyxie, Geburtsasphyxie oder vorzeitiger Plazentalösung bzw. Placenta praevia, infolge intrakranieller Blutung durch Geburtstrauma und beim Kind einer diabetischen Mutter in Frage, weiterhin Bilirubinenzephalopathie, Sepsis, Meningitis, Eclampsia neonatorum, Vitamin-B₆-Stoffwechselstörung und Analeptikagaben (HAUPT, 1971).

Krämpfe sehen bei Neugeborenen anders aus als bei älteren Kindern und Erwachsenen. Selten findet man einen generalisierten Anfall mit klonischer und tonischer Komponente.

Je unreifer das Neugeborene ist, desto weniger dramatisch sind die motorischen Begleitphänomene des Anfalls. Bei Frühgeborenen und bei schwer geschädigten oder mißgebildeten reifen Neugeborenen ist eine Apnoe oft das einzige Symptom des zerebralen Anfalls. Neugeborenenkrämpfe dauern oft lange und gehen leicht in einen tagelangen Status epilepticus über (SCHULTE, 1978).



Erkrankungen der Mutter können beim Neugeborenen bestimmte neurologische Symptome hervorrufen. So sind z.B. Kinder von Müttern mit schlecht kontrolliertem Diabetes mellitus typischerweise übererregbar. Die Hyperexzitabilität verschwindet meist nach 6 - 10 Tagen wieder (SCHULTE, 1978).

Bei schwerer Plazentainsuffizienz sind die Kinder fast immer neurologisch abnorm, meist apathisch und hypoton, gelegentlich aber auch hyperton.

Für die hypotrophen Kinder toxämischer Mütter sind Neugeborenenkrämpfe charakteristisch, wobei als Ursache der Krämpfe Polyglobulie, Hypoxie und Hypoglykämie in Frage kommen.

Bei Myasthenie der Mutter kommt es bei 10 - 15 % der Neugeborenen zu vorübergehenden Krankheitssymptomen, weil ein die motorische Endplatte blockierender Stoff diaplazentar übertragen wird (SCHULTE, 1978).

Auch Drogen und Arzneimittel können die Plazenta passieren und auf den Feten übergehen. So ist es möglich, daß Sedativa, Narkotika und insbesondere die Morphinderivate beim Kind zu Apathie, Hypotonie, Atemdepression und Apnoen führen. Phenothiazine - der Mutter kurz vor oder während der Geburt verabreicht - machen sich beim Kind durch Tremor,

Myoklonien, Skelettmuskelhypertonien und Opisthotonus bemerkbar. Entzugssymptome in der Neugeborenenperiode - mit Hyperexzitabilität, oft mit extremer Unruhe und gelegentlich sogar mit Krämpfen - treten bei Kindern morphinsüchtiger Mütter auf (SCHULTE, 1978).

Eine Messung der Aktivität ist auch wichtig bei Bewegungsstörungen wie der Parkinsonkrankheit und der Chorea Huntington, bei Hyperaktivität von Kindern, manisch depressiver Krankheit und anderen Zuständen, die alle durch abnorme Aktivitätsprofile charakterisiert sind. Ebenso ist die Beurteilung des Erfolgs einer medikamentösen Behandlung oft abhängig von einer genauen Methode zur Messung der Bewegungsaktivität über 24 Stunden.

Aus dem bisher Gesagten geht hervor, daß die motorische Aktivität und das Aktivitätsmuster für die Erkennung verschiedener Krankheitsbilder wichtig sind. Deshalb ist neben der kontinuierlichen Überwachung vitaler Funktionsgrößen wie Herz und Atmung von Früh- und Neugeborenen häufig auch die Registrierung der Motorik angebracht.

Es wurden in den letzten Jahren verschiedene Geräte und Verfahren zur Messung motorischer Aktivität und

zur Bewegungsanalyse, nicht nur bei Neugeborenen, sondern auch bei Kindern und Erwachsenen, entwickelt. Trotzdem gibt es bis jetzt noch kein absolut objektives, allgemein anwendbares Verfahren zur Aufzeichnung und Auswertung motorischer Phänomene.

Am einfachsten ist eine Beobachtung und Beschreibung der Bewegungen, so, wie das Auge sie sieht (Motoskopie). Die geringe Standardisierbarkeit sowie die starke Abhängigkeit der Ergebnisse vom jeweiligen Beobachter limitieren die Möglichkeiten dieses Verfahrens (NEUHÄUSER, 1975). Das motorische Verhalten läßt sich besonders bezüglich der Koordination bestimmter Bewegungen beurteilen. Ein Vergleich zwischen verschiedenen Kindern und das Aufstellen von Normalwerten zur Beurteilung der motorischen Entwicklung sind jedoch nur mit großen Einschränkungen möglich.

Eine Quantifizierung von Bewegungen erlaubt die Motometrie. Ihr Prinzip beruht auf der Messung der Ausführung standardisierter motorischer Aufgaben. Zu diesen Verfahren gehören z.B. der Oseretzky-Test (OSERETZKY, 1925; 1929; 1931) und

der Körperkoordinationstest (KTK-Test, KIPHARD und SCHILLING, 1970). Diese Tests können jedoch erst bei älteren Kindern eingesetzt werden, weil sie die aktive Mitarbeit des Probanden erfordern.

Von klinischem Interesse ist auch die Möglichkeit der Messung des pathologischen Tremors, den man bei vielen neurologischen Erkrankungen und als unerwünschte Wirkung von Medikamenten findet. Es wurden bereits zahlreiche Verfahren auf diesem Gebiet entwickelt.

"Das quantitative Verfahren zur Tremormessung" nach Oppel und Umbach (1977) ist laut diesen gut geeignet für eine objektive Therapiekontrolle durch einfachen photographischen Vergleich der Tremoraktivitäten vor und nach Behandlungsbeginn. Auch während stereotaktischer Operationen kann sie als direkte Erfolgskontrolle herangezogen werden.

Eine zweite Methode erlaubt die objektive Messung von extrapyramidalmotorischen Symptomen durch Unterarmtremor (KARKALAS, 1972).

Eine Weiterentwicklung der Kraepelinschen Schreibaage stellt die verfeinerte mechanische Schreibwaage (STEINWACHS, 1951) dar. Sie liefert charak-

teristische Kurvensymptome bei genuinen Epileptikern, Stirnhirnverletzten und Retardierten.

Während die bisher genannten Verfahren nur Hinweise auf bestimmte Krankheitsbilder liefern, erlauben die auf einer objektiven Bewegungsaufzeichnung basierenden motographischen Untersuchungen zum Teil auch die Messung der Spontanaktivität.

So stören z.B. die Photographie und die Kinematographie die freien Bewegungsvorgänge nicht.

Mit dem Aktivitätsmonitor von Smit und Langman (1974) wurde die motorische Aktivität von Labor-tieren untersucht. Durch die Bewegung des Tieres entsteht eine Kapazitanzänderung zwischen einer Antenne und der Erde, die eine Frequenzänderung an einem Oszillator bewirkt. Eine Messung der zirkadianen Aktivität wird auf diese Weise möglich.

Die totale spontane Aktivität eines Individuums während einer Zeitperiode kann mit dem Ultraschallsystem (HAINES, 1974) bestimmt werden. Es lassen sich damit aber auch den Untersucher interessierende Bewegungstypen aufzeichnen. Das Gerät ist ebenso geeignet, die Bewegungen während

emotionellen Sprechens, z.B. im Verlauf eines psychiatrischen Interviews, zu registrieren, da es den Patienten nicht in seiner spontanen Aktivität behindert, was zur Untersuchung des menschlichen Verhaltens eine wichtige Voraussetzung ist.

Delgado (1972) hat unter Mitarbeit von Weiss und v.Lipponen ein Gerät zur fortlaufenden telemetrischen Registrierung von Bewegungen entwickelt. Dieses ermöglicht die Quantifizierung der Tag- und Nachtaktivität von Individuen. Der Sender wird am Handgelenk getragen, schränkt damit die Patienten nicht in ihrer alltäglichen Aktivität ein und eignet sich besonders zur Registrierung der Tagesschwankungen psychisch Kranker.

Auch der "Ambulatory Activity Monitor with Solid State Memory" (COLBURN et al., 1976) erlaubt den Patienten Bewegungsfreiheit, während er fortlaufend dessen motorische Aktivität überwacht und aufzeichnet. Er ist am Handgelenk befestigt und kann aufgrund der geringen Größe sogar bei Kindern angewendet werden. Sein Einsatz ist bei manisch-depressiven Erkrankungen zur Verifizierung der verschiedenen Phasen mittels Quantifizierung der

motorischen Aktivität denkbar.

Speziell zur Erfassung der Motorik Neugeborener und Säuglinge dienen die von Bratteby und Andersson (1976) entwickelten Geräte Animex I und Animex II.

Animex I besteht aus einem Aufnahmetisch mit sechs Induktionsspulen, die mit einem variablen Kondensator einen Resonanzstromkreis bilden. Das Gerät liefert eine vollständige Aufzeichnung der motorischen Aktivität, ohne daß das Kind mit Kabeln oder Elektroden in Berührung kommt. Es können zwar die Aktivitätsmuster verschiedener Kinder verglichen werden, aber ein quantitativer Vergleich läßt sich nicht durchführen, da das Gerät nicht geeicht werden kann und deshalb nur eine semiquantitative Messung der motorischen Aktivität gestattet.

Bei Animex II dagegen ist eine Eichung möglich, wodurch die motorische Aktivität quantitativ erfaßt wird und sich die Gesamtaktivität verschiedener Kinder vergleichen läßt. Ein weiterer Vorteil von Animex II ist seine Fähigkeit, die Bewegungen nach ihrem Ausmaß zu klassifizieren, so daß das Bewegungsmuster in Form eines Amplitudenspektrums

dargestellt werden kann.

Die Hoffnung jedoch, mit Hilfe des Animex II-Spektral-Analysators die motorische Aktivität von verschiedenen klinisch identifizierbaren Gruppen zu unterscheiden, erfüllte sich nicht.

Bei Neugeborenen und Säuglingen wird außerdem die Aufzeichnung der elektrischen Thoraximpedanz mittels eines Pneumographen eingesetzt. Das Verfahren, das eigentlich der Atemüberwachung dient, kann auch zur Aktivitätsmessung verwendet werden, da alle Arten von Körperbewegungen Artefakte hervorrufen, die von ruhigen Teilen des Pneumogramms unterschieden werden können.

Laut Jarosch und Mitarbeitern (1979) kommen Bewegungen im Pneumogramm vorwiegend als Änderung der Grundlinie zum Ausdruck. Das Ausmaß der Grundlinienabweichung, das als Schwelle für Bewegungsartefakte gilt, wird durch Beobachtung der Pneumogrammveränderungen bei absichtlich induzierten Bewegungen ermittelt. An Hand dieses Kriteriums wird dann die Dauer unruhiger Kurvenanteile bzw. ihr prozentualer Anteil an der gesamten Kurvenlänge bestimmt.

Zur Registrierung anomaler unwillkürlicher Körper-

bewegungen wurde von Korenyi, Whittier und Fischbach 1974 die Kineseismographie entwickelt. Bewegungen werden dabei einerseits aufgrund der entstehenden Gewichtsverlagerungen gemessen, andererseits gleichzeitig auf Film festgehalten.

2. METHODIK

Der Mechanograph wurde in erster Linie zur kontinuierlichen, elektrodenfreien Überwachung der Atmung von Früh- und Neugeborenen entwickelt. Inwieweit sich mit ihm auch Aussagen über die Motorik der untersuchten Kinder treffen lassen, sollte während seiner Erprobung als Atemüberwachungsgerät zusätzlich mit überprüft werden, um so die Möglichkeit einer eventuellen Weiterentwicklung des Gerätes in dieser Richtung zu klären.

2.1. Arbeitsweise

Der Mechanograph besteht aus zwei Elementen, der Schale und der Basis. Zur Überwachung wird der Säugling auf die Matratze der Schale gelegt. Durch die Gewichtsverlagerung bei der Ein- und Ausatmung und anderen Bewegungen verschiebt sich jedesmal der Schwerpunkt des Säuglings. Dabei ändern sich die Auflagekräfte in den Lagern der Basis. Die Änderung wird von einem Kraftaufnehmer registriert, der sie in elektrische Spannungssignale

umwandelt. Diese lassen sich dann nach entsprechender Filterung und Verstärkung zur Beurteilung von Atmung bzw. von Motorik verwenden.

Die einzelnen Atemzüge werden bei Überschreiten einer Schwelle durch Aufblinken einer grünen Leuchtdiode angezeigt.

Registriert der Mechanograph Motorikaktionen, so zeigt er dies durch Aufleuchten eines roten Blinklichts an.

2.2. Aufbau und Funktionsprinzip des Mechanographen

Der Mechanograph ist mit seinen Abmessungen der Größe der gebräuchlichen Inkubatoren angepaßt. Er besteht aus einem Rahmen mit Kraftaufnehmer und aus einer Schale, auf deren Polstereinlage der Säugling für die Dauer der Untersuchung gelegt wird.

Auf die Basis lassen sich Schalen verschiedener Größe aufsetzen, wenn es der Einsatz im Wärmebett oder normalen Kinderbett erforderlich macht. Es können also auch ältere Säuglinge untersucht werden.

Die Abbildungen 1 und 2 vermitteln einen Eindruck von dem verwendeten Gerät.

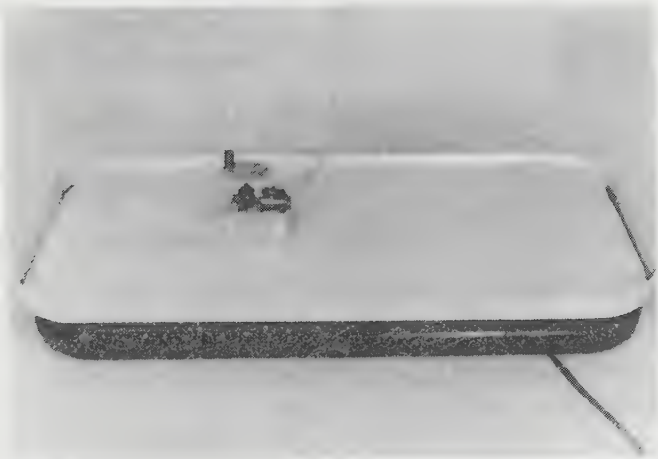


Abb. 1: Prototyp des Mechanographen (Entwicklung der Fa. Siemens)

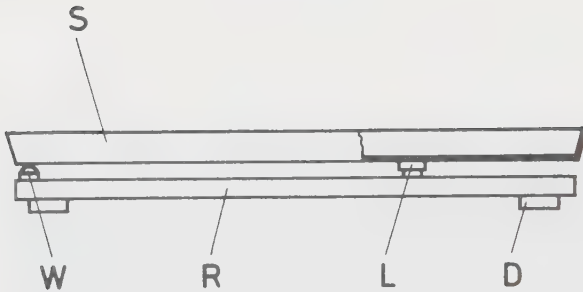


Abb. 2: Schematische Darstellung eines Prototyps
des Mechanographen in Seitenansicht
S = Schale; R = Rahmen; W = Wandler;
L = Lager; D = Dämpfungselemente

Die Schale aus schlagfestem gezogenen Polystyrol weist eine Wandstärke von 0,5 cm und eine Randhöhe von 3 cm auf. Sie hat mit dem Rahmen in drei Punkten Kontakt.

Zwei markstückgroße Stahlscheiben an ihrer Unterseite liegen in den entsprechenden Flachgreifern des Rahmens, die durch Dauermagneten die Haftung gewährleisten. Dennoch läßt sich die Schale jederzeit vom Rahmen abnehmen. Im dritten Punkt, dem

Stempel des Wandlers, liegt die Schale dem Rahmen nur lose auf.

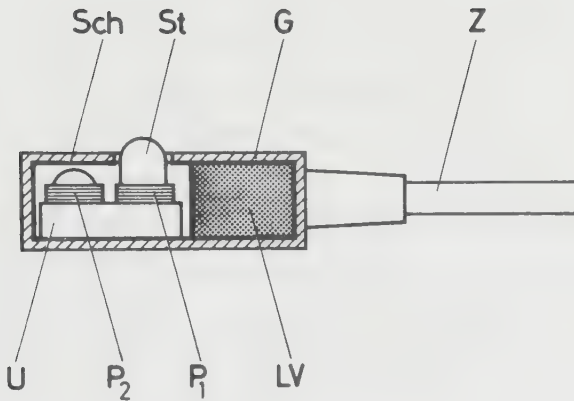


Abb. 3: Schematische Darstellung des Wandlers in Seitenansicht

P_1 , P_2 = piezokeramische Elemente;

St = Stempel aus Polyacetal; Sch = Abschirmung aus Kupferfolie; LV = Ladungsverstärker;

U = Unterlage aus Polyacetal; G = Gehäuse aus Hart-PVC; Z = Zuleitung

Der Wandler besteht aus dem Kraftaufnehmer und dem Ladungsverstärker. Eine Abschirmung aus Kupferfolie und ein Gehäuse aus Hart-PVC schützen ihn gegen Störeinflüsse von außen.

Der Kraftaufnehmer wird von zwei piezokeramischen Elementen gebildet. Eines davon (P_2) dient lediglich zur Kompensation von Störungen, die in erster Linie durch Temperaturänderungen entstehen können. Das andere Element (P_1) registriert die Massenverschiebungen auf der Schale, hervorgerufen von Atembewegungen oder anderen Motorikaktionen.

Der Stempel dieses aktiven Elements P_1 ragt aus dem Gehäuse und steht so mit der Schale in Verbindung. Jede Kraftänderung in diesem Punkt der Schale erzeugt an P_1 eine Ladung. Diese wird von dem Ladungsverstärker, der sich in demselben Gehäuse befindet - nur durch eine Kupferfolie vom Kraftaufnehmer getrennt - in ein elektrisches Spannungssignal umgewandelt.

Das Signal wird als sog. Mechanogramm am Ausgangskanal des Mechanographen abgegriffen und stellt somit die Summe aller durch eine Bewegung hervorgerufenen Kraftänderungen dar.

Der Wandler wird zusätzlich von einer Gummikappe umschlossen, die in Abbildung 3 nicht eingezeichnet ist. Anfängliche Messungen ohne diese Umhüllung hatten nämlich ergeben, daß der Wandler nicht unempfindlich gegenüber Feuchtigkeit war und z.B. im Inkubator erst eine Anlaufzeit von etwa zehn Minuten benötigte, bis er einsatzbereit war. Diese Schwierig-

keit ist durch die schützende Gummikappe behoben worden.

Der Rahmen hat ein Stahlprofil und mißt 62 cm x 32 cm x 2 cm. Er ruht auf vier Dämpfungselementen, die äußere mechanische Störungen unterdrücken sollen. Vor allem Störeinflüsse durch Vibrationen im Inkubator um 50 Hz und niederfrequente Erschütterungen durch Personen und Fahrzeuge sind zu erwarten.

Da mit dem Mechanographen in erster Linie die Atmung und erst in zweiter Linie die Motorik untersucht werden sollte, wurde vorrangig der Frequenzbereich von 0,2 - 4 Hz bedämpft. Die Dämpfungselemente mußten wartungsfrei sein und durften die Gesamthöhe des Geräts nicht wesentlich steigern. Am geeignetsten, auch hinsichtlich ihrer Ermüdbarkeit, haben sich Elemente aus Zell-Polyurethan erwiesen.

2.3. Mechanogramm

Das am Ausgang des Mechanographen abgreifbare Signal, im folgenden als Mechanogramm bezeichnet, ist die Summe von Teilsignalen, von denen aber nicht jedes ständig einen Beitrag zum Gesamtsignal liefern muß.

Von Bedeutung sind im wesentlichen drei Komponenten:

1. Atmung:

Hierzu zählen Bewegungen des Brustkorbs, des Zwerchfells und andere dadurch bedingte Bewegungen.

2. Körperbewegungen:

Darunter sollen Bewegungen des Kopfes, des Rumpfes und der Extremitäten verstanden werden, die im folgenden unter dem Begriff "Motorik" zusammengefaßt werden.

Andere Bewegungen im Körperinneren, wie z.B. Peristaltik, können aufgrund ihres geringen Ausmaßes außer acht gelassen werden.

3. Herzaktion:

Die Herzaktion kann sowohl durch die Ventrikelkontraktion und -dilation als auch durch die hier-

durch bedingten Auswirkungen auf den Blutstrom im Mechanogramm zum Ausdruck kommen.

Zu 1.:

Das Atemsignal läßt sich gut aus dem Gesamtsignal herausfiltern. Für die Auswertung ist nur der physiologische Bereich von 16 - 93 Atemzügen pro Minute, entsprechend einer Frequenz von 0,26 - 1,55 Hz (DEMMING und HANNER, 1935), von Interesse. Die Aufnahmebedingungen werden hier durch die Dämpfungselemente, die Störeinflüsse vermindern, noch verbessert.

Daneben lassen sich in der Atemkurve die einzelnen Atemzüge leicht an Hand der Amplitudenhöhe von Motorikaktionen mit ihren viel größeren Amplituden einerseits und den von Organbewegungen, wie Herzaktionen, verursachten, deutlich geringeren Signalen andererseits unterscheiden.

Zu 2.:

Fallen Bewegungen mit ihrer Frequenz in den Bereich der Atmung, so stellen sie Bewegungsartefakte in der Atmungskurve dar. Aufgrund ihrer größeren Amplitude lassen sie sich meist von ruhiger Atmung unterscheiden. Die Gefahr, daß fälschlicherweise Körperbewe-

gungen als Atemzüge registriert werden, obwohl beim Kind gerade ein Atemstillstand vorliegt, ist sehr gering, da im allgemeinen während Bewegungen keine Atempausen erfolgen.

Bewegungen können verschieden schnell und in wechselndem Ausmaß ausgeführt werden. Dementsprechend zeigen sie unterschiedliche Frequenzen und Amplituden. Untersuchungen von Jung (1941) haben ergeben, daß Fußkloni im Frequenzbereich von 5 - 6 Hz liegen.

In der Auswertung der von uns registrierten Motorikaktionen wurde der Frequenzbereich zwischen 3 und 15 Hz untersucht.

Zu 3.:

Auch die Herzaktion liefert einen Beitrag zum Mechanogramm.

Wie leicht einzusehen ist, liegen die von ihr erzeugten Signale nicht in der Größenordnung wie Atemsignale und Motoriksignale, doch ist im Prinzip ihre Erfassung mittels Mechanograph möglich.

Die größte Schwierigkeit stellt zur Zeit noch die Trennung von Atmung und Herzaktion dar, weil die Atem- und Herzfrequenzen bei Säuglingen dicht bei-

einanderliegen, sich zum Teil sogar überschneiden. Gelingt es, dieses Problem zu lösen, ist eine Registrierung der Herztätigkeit mit Hilfe des Mechanographen durchaus denkbar.

2.4. Abhängigkeit der Empfindlichkeit des Mechanographen von Lage und Frequenz

Die Überprüfung der Empfindlichkeit wurde mit einem Phantom durchgeführt (AMMON, 1983).

Bei den Messungen hat sich bestätigt, daß das Gewicht des Phantoms in Ruhe keinen Beitrag zum Mechanogramm liefert. Das bedeutet, daß die Empfindlichkeit des Wandlers praktisch unabhängig ist von auf der Schale lastenden, unbewegten Gewichten, wie z.B. der Bettdecke.

Außerdem wurde untersucht, ob und in welchem Ausmaß es sich auf das Mechanogramm auswirkt, an welcher Stelle der Schale die Bewegung erfolgt.

Abbildung 4 soll das Verständnis für die hierzu folgenden Erläuterungen erleichtern.

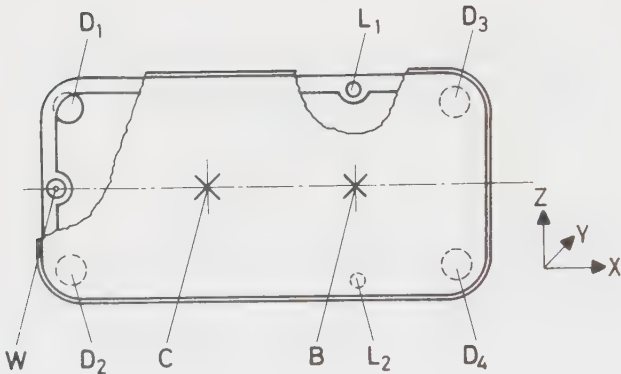


Abb. 4: Schematische Darstellung eines Prototyps des Mechanographen in Aufsicht

W = Wandler; D_1 , D_2 , D_3 , D_4 = Dämpfungselemente; L_1 , L_2 = Lager; B = Mitte zwischen den Lagern L_1 und L_2 ; C = Mitte zwischen W und B

Um die Lageabhängigkeit der Signalstärke zu quantifizieren, wurde eine Rotation des Phantoms in der (x,y)-Ebene, d.h. der Schalenebene, und in der (y,z)-Ebene, d.h. senkrecht zum Querdurchmesser

der Schale, durchgeführt. Während der Versuche wurde das Phantom zwischen den Punkten W und B bewegt und in bestimmten Stellungen das Signal registriert.

Es ergab sich bei Rotation in der (x,y)-Ebene für den Bereich zwischen W und C ein in etwa konstanter Wert, der im Punkt B um ca. 20 % abfiel. Die Rotation in der (y,z)-Ebene erbrachte eine annähernd halb so große Signalstärke in C im Vergleich zu W. Im Punkt B ließ sich fast kein Signal mehr erkennen.

Daraus wird eine gewisse Abhängigkeit des Mechano-gramms von der Lage des untersuchten Kindes ersichtlich.

Da bei Säuglingen die Bauchatmung dominiert, wird bei der Atmung der Hauptanteil der Masse in Längsrichtung verschoben. Außerdem wird sich das Zwerchfell eines überwachten Kindes in der näheren Umgebung des Punktes C befinden, so daß sich die zwischen B und C in der (x,y)-Ebene gemessene Lageabhängigkeit auf nur einige Prozent reduziert.

Die mit dieser Schale aufgenommenen Atemsignale weisen somit nur eine geringe Lageabhängigkeit auf.

Mit Hilfe der Rotation des Phantoms in der (x,y)- und (y,z)-Ebene wurde auch der Einfluß der Frequenz auf die Signalstärke überprüft. Dabei ergab sich für alle Positionen des Phantoms bei Frequenzzunahme eine Steigerung der Intensität, ausgehend von einem konstanten durch den Wandler und das Phantom festgelegten Wert.

Der Bereich bis zu einem Hertz, der für die Atmung hauptsächlich von Interesse ist, fällt jedoch fast gänzlich in den frequenzunabhängigen Abschnitt, so daß im Endeffekt - dank der zusätzlichen Filtercharakteristik des Geräts - die Signalstärke und ihre Registrierung im ganzen Frequenzbereich einheitlich ist.

2.5. Untersuchtes Kollektiv

Mit dem beschriebenen Modell des Mechanographen wurden 38 Untersuchungen durchgeführt.

Tabelle 1 gibt einen Überblick über die Zusammensetzung des untersuchten Kollektivs.

Die Untersuchungen ergaben einen Zusammenhang zwischen dem Gewicht des jeweiligen Kindes und der Atemzugtiefe (AMMON, 1983). Die extrapolierten Atemgrenzwerte erwiesen sich bis zu 2500 g schweren Säuglingen als in etwa konstant, um von da an linear mit dem Gewicht anzusteigen.

Aufgrund dieser Ergebnisse wurde ein neues Modell des Mechanographen entwickelt, mit dem 40 weitere Untersuchungen durchgeführt wurden. Alter, Gewicht und Erkrankungen der dabei untersuchten Kinder sind in Tabelle 2 zusammengestellt.

Tab. 1: Probanden der 1. Untersuchungsreihe

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
1	40	2020	1. Zwillling nach Sectio, 30. Schwangerschafts- woche (SSW); Atemnotsyndrom bei hyalinen Mem- branen Grad 2; Zustand nach Beatmung
2	52	1980	Frühgeburt (FG), 30. SSW; hyaline Membranen, bronchopulmonale Dysplasie; Langzeitbeatmung
3	19	2010	Frühmangelgeborenes; hyaline Membranen; Langzeitbeatmung
4	21	2040	FG; Atemnotsyndrom, perinatale Asphyxie; Z. n. Beatmung
5	22	2010	FG; Atemnotsyndrom, perinatale Asphyxie; Z. n. Beatmung
6	25	1880	FG; Sigmaperforation, Anus praeter

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
7	31	2200	FG; Z. n. plastischer Deckung einer angeborenen Bauchspalte
8	2	4060	Z. n. Versorgung von wahrscheinlich geburts-traumatisch bedingtem Pneumothorax
9	17	3440	Hyperbilirubinämie, Krampfanfälle; Blutaustausch
10	3	1215	FG; gesund
11	8	2830	Fruchtwasseraspiration
12	17	1460	FG, Zwillings, 32. SSW; Z. n. hyalinen Membranen Grad 2, Anämie, Hyperbilirubinämie, Verdacht auf Vitium cordis
13	4	2700	Pulmonalatresie mit intaktem Ventrikelseptum; Z. n. Brock'scher Klappensprengung, Z. n. Beatmung
14	9	2720	Hyperbilirubinämie
15	2	3260	Hyperbilirubinämie, leichtes Aspirationssyndrom
16	8	2810	Hydrozephalus, operierte Meningomyelocele, Hyperbilirubinämie

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
17	4	3150	geburtstraumatische intrakranielle Blutung
18	31	1600	FG, Zwillling, 32. SSW; Z. n. hyalinen Membranen Grad 2, Anämie, Hyperbilirubinämie, Verdacht auf Vitium cordis
19	4	1850	FG, 2. Zwillling, 34. - 35. SSW, Sectio bei Beckenendlage; leichte Aspiration
20	5	1950	FG, 1. Zwillling, 34. - 35. SSW, Sectio bei Beckenendlage
21	12	1630	FG, 32. SSW, vorzeitiger Blasensprung
22	19	2610	schweres Atemnotsyndrom; Z. n. Beatmung
23	22	3810	Hydrozephalus internus, Z. n. Aspiration
24	5	2130	small-for-date, Hydramnion, Trisomie 18
25	1	4200	Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte
26	21	2560	zerebrale Anfälle
27	8	3420	Herzrhythmusstörungen

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
28	5	3440	Aspiration
29	5	3740	Hyperbilirubinämie
30	4	3210	subgaleales Hämatom
31	0,4	3950	Hypoglykämie bei diabetischer Mutter
32	7	1250	Frühmangelgeborenes, 31. - 32. SSW
33	42	2220	FG, 34. SSW; Atemnotsyndrom, hyaline Membranen; Z. n. Beatmung
34	4	2970	zerebrale Anfälle, Icterus gravis
35	32	1500	Z. n. Atemnotsyndrom, Apnoen unklarer Ursache; Aminophyllin-Therapie
36	4	3320	Hyperbilirubinämie
37	1	2500	Osteogenesis imperfecta
38	2	3400	inspiratorischer Stridor

Tab. 2: Probanden der 2. Untersuchungsreihe

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
39	102	3780	Trisomie 13
40	47	2950	Vitium cordis
41	49	3890	Leistenhernie beidseits, Harnwegsinfekt
42	45	3660	ehemaliges Zwillingsmangelgeborenes, Leistenhernie rechts
43	45	3700	Phenylketonurie
44	15	2780	Sturzgeburt; Bradykardie
45	66	2900	FG, 34. SSW; bronchopulmonale Dysplasie, offener Ductus Botalli
46	17	2720	Z. n. Meningocelen-Operation, Hyperbilirubinämie
47	25	2800	vorzeitiger Blasensprung; Verdacht auf Amnioninfekt

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
48	13	3100	Peroneuslähmung links
49	14	2790	FG; Icterus gravis
50	9	3500	Verdacht auf Aspiration
51	1/24	3900	Sectio caesarea
52	1/48	2940	Dystrophie Grad 1
53	1/48	3800	gesund
54	1/48	3460	Sectio caesarea
55	5	3700	Icterus gravis, Z. n. Blutaustauschtransfusion
56	13	3640	Aspiration, Hypospadie
57	22	2170	FG; Verdacht auf Streptokokken B-Infektion
58	16	2940	perinatale Asphyxie, Nabelschnurumschlingung
59	18	2400	Dünndarmstenose, Analstenose
60	72	1950	FG, 30. SSW; Atemnotsyndrom, operativer Verschuß des offenen Ductus Botalli

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
61	57	2560	FG, 31. SSW; schweres Atemnotsyndrom, Z. n. Niereninsuffizienz, jetzt Cholestase
62	22	2530	schweres Atemnotsyndrom, postpartale Asphyxie; Vorhofseptumdefekt
63	44	2960	schweres Atemnotsyndrom, Rachitis, metabolische Acidose
64	24	2950	Z. n. Operation einer Meningomyelocele, Dysmorphie
65	48	2700	FG, 35. SSW; Aspiration, Hydrozephalus
66	63	3950	Hydronephrose, Z. n. Pyeloplastik rechts, stumme Niere links
67	20	2610	Mangelgeborenes, Verdacht auf Aspiration
68	7	2900	Aplasie des M. sternocleidomastoideus rechts
69	14	3580	Sepsisausschluß
70	45	3180	Enzephalocele, Hydrozephalus

Fall	Alter (Tage)	Gewicht (g)	Erkrankung
71	390	4910	Verdacht auf Zellweger Syndrom
72	207	4710	Trisomie 18
73	20	3570	Verdacht auf Harnwegsinfekt
74	6	1010	FG, 29. SSW
75	78	4460	gesund
76	18	2950	Franceschetti-Syndrom
77	31	1950	FG, 31. SSW; schweres Atemnotsyndrom
78	137	4410	Frühmangelgeborenes, 38. SSW; Wirbelkörpermißbildungen, Dextrokardie

2.6. Weiterentwickeltes Modell des Mechanographen

Bei den Messungen mit dem weiterentwickelten Modell des Mechanographen wurde die Verstärkungseinstellung an Hand des Gewichts des zu untersuchenden Säuglings durchgeführt. Dabei erfolgte eine Einteilung in folgende fünf Stufen:

Stufe 1: Gewicht unter 2500 g (Stufe 1 entspricht der größten Verstärkung des Signals)

Stufe 2: 2500 g bis 3000 g

Stufe 3: 3000 g bis 3500 g

Stufe 4: 3500 g bis 4000 g

Stufe 5: Gewicht über 4000 g

Neu hinzugekommen ist auch die Einstellung einer bestimmten Apnoezeit T_o - je nach Wahl von 10, 15 oder 20 Sekunden Dauer -, nach der Alarm gegeben wird.

Registriert das neue Gerät für die Zeitspanne T_o kein Atemsignal - bei Atempausen oder bei sehr flacher Atmung -, so wird Alarm gegeben, optisch durch Aufleuchten einer roten Warnlampe und akustisch durch einen gepulsten Ton. Setzt die Atmung nach Eintreten des Alarms wieder ein, wird der Alarm automatisch beendet.

Abbildung 5 zeigt das neue Gerät, Einzelheiten sind aus den Abbildungen 6 und 7 zu entnehmen.

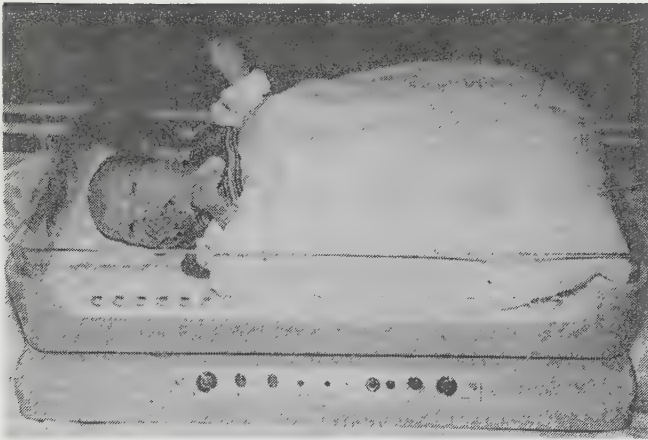


Abb. 5: Weiterentwickeltes Modell des Mechanographen

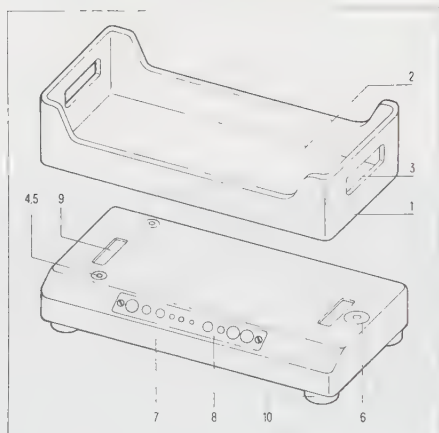


Abb. 6: Gerät zur mechanischen Erfassung der Atmung von Früh- und Neugeborenen

Erklärung der Bezugsszahlen:

- 1 = Schale; 2 = Matratze; 3 = Tragegriffe;
- 4,5 = Lagerelemente; 6 = Kraftaufnehmer;
- 7 = Basis; 8 = Bedienungspaneel; 9 = Durchgriffe;
- 10 = Dämpfungselemente

Motorikaktionen werden nicht mehr wie beim zuvor eingesetzten Gerät durch eine rote, blinkende Leuchtdiode angezeigt. Dennoch läßt es sich zur Untersuchung von Körperbewegungen verwenden. Es werden ja weiterhin alle registrierten Kraftänderungen - und damit auch Motorikaktionen - als Gesamtsignal aufgezeichnet und daraus wird dann das Atemsignal gefiltert. Aufgetretene Frequenzen im Bereich über 3 Hz werden als Bewegungen gewertet.

Nachdem die Erkennung jeder einzelnen Motorikaktion nicht im gewünschten Ausmaß möglich gewesen ist (siehe 4. Ergebnisse), beschränkte man sich nun auf die Differenzierung "Motorik - keine Motorik". Die resultierenden Erkenntnisse werden bei den Ergebnissen näher erläutert.

2.7. Auswertung der Daten

Wie im Punkt Versuchsdurchführung erläutert wird, wurde Motorik während der Bandaufzeichnung der mechanographischen Signale gesondert markiert.

Dies geschah parallel auf zwei Spuren des Magnetbands. Auf der einen wurde mit Hilfe eines Triggersignals, das wir durch einen Knopfdruck an einem kleinen Kästchen auslösten, gekennzeichnet, daß das Kind sich unmittelbar vor diesem Zeitpunkt bewegt hatte. Die zweite Spur diente der Charakterisierung dieser Bewegungen. Auf ihr wurde der von uns in ein Mikrofon gesprochene Kommentar zum jeweiligen Motorikereignis gespeichert.

Hierbei teilten wir unsere Beobachtungen in bestimmte Bewegungstypen ein, und zwar in Massenbewegungen (M), Rumpfbewegungen (R), Kopfbewegungen (K), Armbewegungen (A), Beinbewegungen (B), Armkloni (H), Beinkloni (T), Rumpfizittern (Z), Seufzer (S), Weckreaktion (W), Schluckauf (U), Saugbewegungen (G).

Ein Teil dieser registrierten Motorikaktionen wurde mittels eines Computers - es handelte sich

dabei um das Modell PDP 11/03 - weiterverarbeitet.

Das Ausgangsmaterial für die Auswertung stellten Abschnitte von zehn Sekunden aus dem Gesamtsignal des Mechanographen dar, in denen Motorik enthalten war.

Die Auswahl der Bewegungen nahmen wir nach folgenden Kriterien vor:

- (1) Wir achteten darauf, daß in den betreffenden 10 Sekunden immer nur eine Bewegung vermerkt war, um jeden Abschnitt jeweils einem bestimmten Motorikereignis zuordnen zu können.
- (2) Es wurden nur Fälle in die Auswertung einbezogen, in denen die Bewegungen lückenlos kommentiert waren und bei denen möglichst viele der oben genannten Bewegungstypen vorkamen.

Motorik von Kindern mit einem sehr begrenzten Bewegungsmuster, wie z. B. im Fall 31, bei dem wir neben mehrmaligem Rumpfzittern und einigen Massenbewegungen nur eine einzige, nach Punkt (1) verwertbare, Rumpfbewegung,

eine Armbewegung und einen Seufzer beobachtet hatten, fand keinen Eingang in die weiteren Untersuchungen.

Nach derartiger Auswahl blieben also die Fälle 20, 21, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 33 und 34 für die Auswertung interessant.

Einen Überblick über Geschlecht, Gewicht, Alter, Reifegrad und Erkrankung dieser 12 Kinder gibt die Tabelle 3.

Die Tabelle 4 enthält eine Aufstellung für diese Kinder über die Art und Anzahl der aufgetretenen Bewegungen, welche die Forderung aus Punkt (1) erfüllen.

Tab. 3: Charakterisierung der in die Computerauswertung einbezogenen Fälle

Fall	Geschlecht	Gewicht (g)	Alter (Tage)	Reifegrad	Erkrankung
20	männlich	1950	5	unreif	gesunde Zwillingsgeburt
21	männlich	1630	12	unreif	gesund
23	männlich	3810	22	reif	Hydrozephalus internus, Z. n. Aspiration
24	weiblich	2130	5	unreif	small-for-date, Trisomie 18
25	männlich	4200	1	reif	Lippen-Kiefer-Gaumen- spalte
26	männlich	2560	21	unreif	Krampfstatus

Fall	Geschlecht	Gewicht (g)	Alter (Tage)	Reifegrad	Erkrankung
27	weiblich	3420	8	reif	Herzrhythmusstörungen
28	weiblich	3440	5	reif	Aspiration
29	weiblich	3740	5	reif	Hyperbilirubinämie
30	weiblich	3210	4	reif	gesund
33	weiblich	2220	42	unreif	Atemnotsyndrom, hyaline Membranen
34	männlich	2970	4	reif	zerebrale Anfälle bei Icterus gravis

Tab. 4: Übersicht über Art und Anzahl der aufgetretenen Bewegungen

Fall Motorik	20	21	23	24	26	27	28	29	30	33	34	25
Armbewegung	1	5	10	10	10	9	6	6	6	10	4	1
Beinbewegung	6	10	5	10	10	10	9	10	10	10	10	10
Kopfbewegung	2	2	6	6	6	5	4	1	1	6	-	7
Weckreaktion	3	6	1	-	5	7	6	4	6	6	10	1
Massenbew.	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Rumpffzittern	10	10	-	6	1	4	3	6	-	2	2	8

Fall	20	21	23	24	26	27	28	29	30	33	34	25
Motorik												
Armklonus	-	3	1	2	10	2	-	1	-	2	1	-
Beinklonus	7	10	-	2	10	-	2	4	1	6	-	1
Seufzer	3	10	-	6	-	2	2	10	3	2	-	6
Schluckauf	-	2	1	2	-	-	2	-	-	-	1	5
Rumpfbewegung	4	1	1	1	5	2	3	5	-	6	3	3
Saugbewegung	-	-	3	-	-	2	1	1	10	-	-	1

(3) Wir bemühten uns, möglichst gleich viele Beispiele für jeden Bewegungstyp auszuwählen. Eine Ausnahme sollte dabei nur die Massenbewegung bilden, weil sie in den meisten Fällen wesentlich häufiger vorkam als alle anderen Typen.

Um auch Vergleichsmöglichkeiten zwischen den verschiedenen Kindern zu schaffen, versuchten wir, möglichst in jedem Fall die gleiche Anzahl aus einer Kategorie auszuwerten, also z. B. 5 Massenbewegungen, 3 Armbewegungen, 3 Rumpfbewegungen aus jeder Registrierung. Dies gelang jedoch nicht immer, da bestimmte Bewegungen bei manchen Kindern - wie schon erwähnt - nur äußerst selten oder gar nicht auftraten.

Eine Übersicht über die letztlich ausgewerteten Bewegungen gibt die Tabelle 5.

Tab. 5: Aufschlüsselung der mit dem Computer ausgewerteten Bewegungen

A = Armbewegung; B = Beinbewegung; K = Kopfbewegung; W = Weckreaktion;
M = Massenbewegung; Z = Rumpfizittern; H = Armklonus; T = Beinklonus;
S = Seufzer; U = Schluckauf; R = Rumpfbewegung; O = ruhige Atmung;

Fall		20	21	23	24	26	27	28	29	30	33	34	25
Motorik	Σ												
A	40	1	3	4	4	5	3	4	4	5	3	4	0
B	44	3	3	3	4	3	4	3	5	5	3	4	4
K	49	3	2	6	6	5	5	4	1	1	7	0	9
W	30	2	3	1	0	4	4	3	0	4	4	5	0
M	67	7	4	5	5	5	6	6	9	5	5	5	5
Z	35	5	4	0	6	1	2	2	5	0	3	2	5

Fall		20	21	23	24	26	27	28	29	30	33	34	25
Motorik	Σ												
H	33	6	5	0	3	5	0	2	5	1	5	0	1
T	26	0	4	1	2	13	2	0	1	0	2	1	0
S	29	4	2	0	1	4	1	4	4	1	4	3	1
U	30	3	4	0	5	0	2	2	5	3	2	0	4
R	10	0	2	1	1	0	0	2	0	0	0	1	3
O	28	3	3	3	4	3	3	3	0	3	3	3	0

(4) Schließlich wurden von jedem Fall zusätzlich einige Abschnitte ruhiger Atmung mit in die Auswertung aufgenommen, um die Trennung von Atmung und Bewegungen mittels Mechanographen auf ihre Zuverlässigkeit zu überprüfen.

Die so ausgewählten Abschnitte wurden unter Auflösung in jeweils 512 Punkte digitalisiert. Diese Daten wurden zusammen mit der Klassifizierung, die aussagt, welche Bewegungsart dem jeweiligen Ereignis zugrundeliegt, auf Magnetplatten gespeichert.

Anschließend fand aus diesen Abschnitten die Berechnung der Frequenzspektren statt, und zwar mittels Fast Fourier Transformation (FFT) nach Cooley und Tukey (BENDAT und PIERSOL, 1971). Aus den Frequenzspektren der einzelnen Motorikereignisse wurde der Mittelwert für jeden Bewegungstyp gebildet.

Im nächsten Rechenvorgang wurden jeweils die Lage - welche der Frequenz entspricht -, die Höhe und

die Breite der drei höchsten Peaks eines Spektrums ermittelt.

Diese Auswertung wurde auf den Bereich zwischen 3 und 15 Hz begrenzt, um den Einfluß von Atmung und Herzfrequenz (unter 3 Hz) zu eliminieren, und weil keine Motorikereignisse mit Frequenzen über 15 Hz vorkommen.

Mit diesen Daten - also 9 Variablen für jedes Motorikereignis - erfolgte eine Klassifizierung mittels Diskriminanzanalyse (ANDERSON, 1955).

Hierzu wurden die 12 beobachteten Bewegungstypen zunächst in Gruppen zusammengefaßt und für jede dieser Gruppen die Mittelwerte der Variablen bestimmt. Hieraus wurden die Diskriminanzfunktionen errechnet, mit Hilfe derer die verschiedenen Motorikaktionen einer Gruppe zugeordnet wurden. Ob, bzw. in welchem Ausmaß, die Funktionen eine richtige Einordnung der Bewegungen ermöglichten, wird aus der Treffermatrix (siehe unter 4. Ergebnisse) ersichtlich.

3. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

3.1. Einsatzbereich

Der Mechanograph wurde zunächst unter der gleichzeitigen Anwendung anderer Methoden - wie rheographischer Atmungskontrolle, transcutaner pO_2 -Messung, Atemregistrierung durch Thermistorsonde und zusätzlicher Beobachtung des zu untersuchenden Kindes - bei Säuglingen in der Kinderklinik eingesetzt, um Aufschluß über seine klinische Anwendbarkeit und Einsatzmöglichkeit sowohl im Hinblick auf Atemüberwachung als auch zur Erfassung und Differenzierung von Bewegungen zu gewinnen.

Anschließend fand mit einem weiterentwickelten Modell die Erprobung als Atemüberwachungsgerät ohne andere Methoden im Kreißsaal der Frauenklinik bei Neugeborenen unmittelbar nach der Geburt und abermals bei Säuglingen in der Kinderklinik unter ständiger visueller Kontrolle statt.

Bei dem insgesamt untersuchten Kollektiv von 75 Säuglingen handelte es sich um 4 soeben geborene Kinder und 71 im Alter von wenigen Stunden

bis mehreren Wochen; das älteste Kind war zum Zeitpunkt der Aufzeichnung 13 Monate alt.

Die Auswahl der Kinder wurde an Hand ihres Gewichts getroffen - das leichteste Kind wog 1010 g und das schwerste 4910 g -, um eine möglichst gleichmäßige Verteilung zu erhalten.

So ergab sich eine breite Palette der unterschiedlichsten Erkrankungen, die von gesunden reifen Säuglingen, zum Teil mit Hyperbilirubinämie, über Frühgeborene zu Kindern mit Mißbildungen wie Analatresie oder Meningomyelocele reichte.

Wir führten zwei Versuchsreihen durch. Die aus den ersten 38 Untersuchungen gewonnenen Ergebnisse wurden mit dem weiterentwickelten Modell des Mechanographen überprüft.

3.2. Erste Versuchsreihe

Um die Meßergebnisse des Mechanographen hinsichtlich ihrer Richtigkeit und Genauigkeit beurteilen und richtig interpretieren zu können, fand eine zusätzliche Überwachung von Atmung, Herzfrequenz und Motorikaktionen mit anderen Verfahren statt.

Bis zu 8 Parameter wurden gleichzeitig registriert und auf Magnetband aufgezeichnet (vgl. Abb. 8):

- (1) das EKG über die üblichen Elektroden;
- (2) das RAK, d. h. die rheographisch ermittelte Atemkurve;
- (3) das Gesamtsignal des Mechanographen;
- (4) das Atemsignal des Mechanographen, d. h. aus dem Gesamtsignal herausgefilterte und vorverstärkte Signale des Frequenzbereichs, in dem die Atmung zu erwarten ist;
- (5) der $tc-pO_2$, d. h. die transcutan gemessene Sauerstoffdruckkurve, oder
- (6) die Atemkurve mittels eines Thermistor-Nasensensors;
- (7) auf einer Kommentarspur ein manuell ausgelöster Trigger zur Markierung der Motorik, Behandlung und Artefakte;

- (8) auf einer zweiten Kommentarspur ein ins Mikrofon gesprochener Kommentar über die Art der Motorik: Armbewegung, Beinbewegung, Kopfbewegung, Armklonus, Beinklonus, Massenbewegung, Rumpfbewegung, Weckreaktion, Seufzer, Schluckauf, Rumpfzittern, Saugbewegung;
- (9) die Zeitmarkierung.

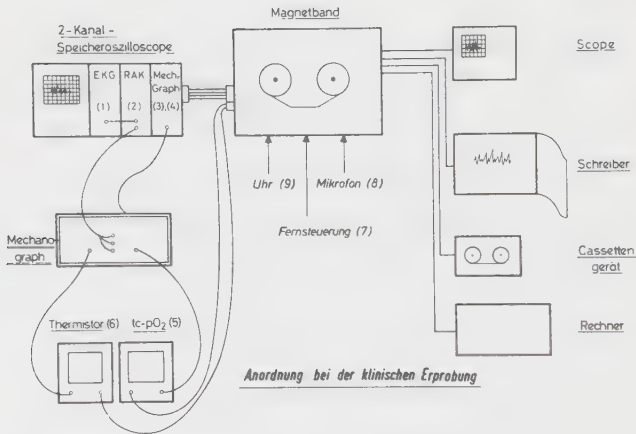


Abb. 8: Versuchsanordnung bei der klinischen Erprobung eines Prototyps des Mechano-graphen

Versuchsbeschreibung

Der Mechanograph wurde ins Bett bzw. den Inkubator des zu untersuchenden Kindes gestellt und dieses in der gleichen Stellung, in der es sich zuvor befunden hatte - in Rücken-, Seiten- oder Bauchlage -, auf die Schale gelegt.

Anschließend brachten wir die Ableitungen der oben genannten Geräte an, falls sie nicht schon teilweise vorhanden waren.

Der Ausgangskanal des Mechanographen wurde mit einem Monitor und dem Magnetband verbunden.

Die beiden RAK-Elektroden wurden beidseits an der vorderen Axillarlinie etwa in Höhe der Mamille platziert.

Da die Amplitudengröße beim RAK von der Elektrodenlage abhängig ist, achteten wir besonders auf exakten Sitz der Elektroden, um die Meßergebnisse der einzelnen Kinder vergleichen zu können.

Das RAK-Atemsignal wurde wie das des Mechanographen parallel zur Speicherung auf dem Magnetband auch auf dem Monitor sichtbar gemacht.

Die tc-pO₂-Elektrode wurde nach vorschriftsmäßig durchgeführter Eichung am Bauch oder Rücken des Kindes - je nach dessen Körperlage - angelegt.

Bei länger dauernden Messungen - in Einzelfällen bis zu 8 Stunden - wurde die Plazierung der Elektroden alle 2 Stunden verändert, um Verbrennungen zu vermeiden.

Die Thermistorsonde führten wir ins Vestibulum nasi ein und befestigten sie mit Hilfe eines Hansaplaststreifens.

Zuletzt wurden der manuell auszulösende Kommentarttrigger und das Mikrofon angeschlossen.

Die Einstellung der Verstärkungen der am Monitor sichtbaren Signale geschah in dieser ersten Versuchsreihe mittels stufenloser Skalen.

Einstellung des Atemsignals des RAK

Ein Untersucher zählte laut die einzelnen Atemzüge des Kindes, während ein zweiter die Skala am Monitor bis zu dem Punkt drehte, an dem jeder Atemzug

getriggert, d. h. durch das Blinken eines Lämpchens angezeigt wurde. Anschließend wurde der Mittelwert zwischen diesem Punkt und dem Vollausschlag eingestellt, um sicher zu gehen, daß auch wirklich jeder Atemzug erfaßt wurde.

Einstellung des Atemsignals des Mechanographen

Die Einstellung erfolgte wie oben beim RAK beschrieben, wobei als zusätzliche Kontrolle darauf geachtet wurde, ob die beiden Lämpchen, welche bei jedem von RAK bzw. Mechanographen gezählten Atemzug blinkten, synchron aufleuchteten.

Einstellung der Motoriksignale des Mechanographen

Unter Beobachtung des Kindes wurde das Signal soweit verstärkt, bis auch schwache Bewegungen, wie z. B. Armbewegungen, durch das Blinken einer roten Leuchtdiode angezeigt wurden, Atembewegungen hingegen nicht mitgetriggert wurden.

Anschließend stellten wir die Eingangsempfindlichkeiten des Magnetbands so ein, daß kein Kanal übersteuert wurde, die Signale aber groß genug waren, um verwertet werden zu können.

Bei den Versuchen konnten die Atemzüge sowohl vom RAK als auch vom Mechanographen überwacht werden.

Inwieweit Motorikaktionen des Kindes vom Mechanographen registriert wurden, zeigte das Aufleuchten des dritten Lämpchens an.

Daneben ließ sich auch die Form der einzelnen Atemzüge beurteilen, die von RAK und Mechanograph auf den Monitor übertragen wurden. Der Monitor lieferte auch Aufschluß darüber, in welchem Ausmaß Motorikaktionen die Atemkurven beeinflussten, wie schnell die Atemzüge danach wieder ihre ursprüngliche Form annahmen, bzw. ob sich die Amplitude änderte.

Zusätzlich lief während jedes Versuchs ein Schreiber mit, wodurch bis zu 4 unserer 8 auf Magnetband gespeicherten Parameter sofort schriftlich festgehalten wurden.

Meist wählten wir hierfür die Dreierkombination Gesamtsignal des Mechanographen, Atemsignal des Mechanographen, Atemsignal des RAK. Bei gleichzeitiger Anwendung eines dritten Atemüberwachungsgeräts wie Thermistor-Nasenfühler wurde diese Kurve anstelle des Gesamtsignals mitgeschrieben.

Mit der vierten Spur wurden fast immer die manuell ausgelösten Triggersignale aufgezeichnet, welche die beobachteten Motorikaktionen kennzeichneten.

Die Geräteeinstellungen zu Beginn wurden ebenso wie Alter, Geschlecht, Erkrankung, Gewicht und Lage des Kindes auf der Schale protokolliert.

Die Angaben wurden während der Aufzeichnungen ständig kontrolliert und auftretende Änderungen schriftlich festgehalten. So war es z. B. nötig, Verstärkungen abzuschwächen oder zu vergrößern, was zu einer Amplitudenänderung des jeweiligen Signals führte, die später nicht im Sinne einer vom Kind ausgehenden Signaländerung interpretiert werden durfte.

Einwirkungen aus der Umgebung, wie Erschütterungen des Inkubators, welche die Signale möglicherweise beeinflussen könnten, wurden ebenfalls protokolliert.

Bei "Behandlung" des Kindes, worunter alle therapeutischen wie auch alle pflegerischen Maßnahmen zu verstehen sind, wurden entweder die Aufzeichnungen unterbrochen oder der Zeitpunkt und die Dauer der Einwirkung vermerkt.

Die Pflege der Kinder wurde durch unsere Untersuchungen in keinsten Weise beeinträchtigt.

3.3. Zweite Versuchsreihe

Aufgrund der bei den ersten Versuchen hinsichtlich Atmungsüberwachung gewonnenen Ergebnisse wurde eine zweite Versuchsreihe mit einem weiterentwickelten Modell des Mechanographen durchgeführt.

Von der gleichzeitigen Registrierung mit RAK, tc-pO₂, Thermistor-Nasenfühler und EKG wurde dabei Abstand genommen.

Es wurden nur die vom Mechanographen gelieferten Signale auf einem 4-Spur-Cassettengerät aufgezeichnet (vgl. Abb. 9):

1. Spur: das Gesamtsignal des Mechanographen (5);
2. Spur: die aus dem Gesamtsignal herausgefilterte Atemkurve (6);
3. Spur: die Triggersignale der einzelnen Atemzüge, entsprechend dem Aufleuchten des Blinklichts (7);
4. Spur: der ausgelöste Apnoealarm (8).

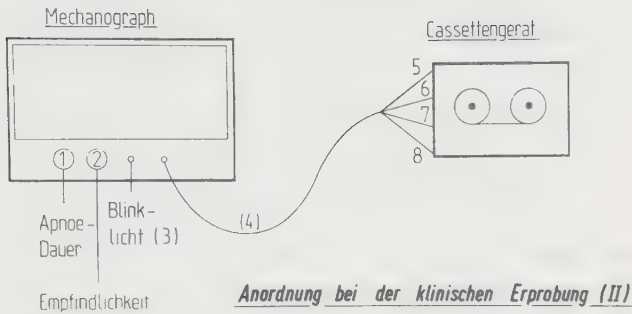


Abb. 9: Versuchsanordnung bei der klinischen Erprobung des weiterentwickelten Modell des Mechanographen

- 4 = Ausgang des Mechanographen;
- 5 = Mechanogramm; 6 = Atemkurve;
- 7 = Atemtrigger; 8 = Alarm

Dementsprechend vereinfachte sich die Versuchsdurchführung beträchtlich. Das Gerät wurde in den Inkubator gestellt und vorgewärmt, die Matratze mit einem Tuch bespannt und das Ladegerät angeschlossen. Lag dann der Säugling auf der Schale, wurden Empfindlichkeit - die dem Gewicht des Kindes entsprechende Verstärkungsstufe 1 - 5 - und

Apnoezeit - 10, 15 oder 20 Sekunden - eingestellt.

Eine Kennzeichnung der Motorikaktionen durch Triggerung der einzelnen Bewegungen wie auch ihre genaue Klassifizierung als Massenbewegung, Armbewegung, etc. fand hier nicht mehr statt.

Doch lassen sich aus dem Gesamtsignal Motorikaktionen aufgrund ihrer über dem Atmungsbereich gelegenen Frequenzen herausfiltern.

Da die Untersuchungen der 40 Fälle bei jedem Kind nur einen Zeitraum von einer halben bis einer Stunde umfaßten, wurde nach Abschluß dieser Versuche bei zusätzlichen drei Kindern das Gesamtsignal über sechs Stunden aufgezeichnet und ausgewertet.

4. ERGEBNISSE

4.1. Bewegungsbeispiele aus der Bandaufzeichnung

Im folgenden soll für jeden von uns beobachteten Bewegungstyp ein Beispiel aufgezeigt werden. Die Abbildungen stellen auf Papier herausgeschriebene Abschnitte aus den Magnetbandaufzeichnungen dar.

Als Schreibergeschwindigkeit wurden 1 mm/sec, 2,5 mm/sec oder 5 mm/sec gewählt, je nachdem, ob das Gesamtbild oder die Einzelheiten besser zur Darstellung kommen sollten.

Im Mechanogramm erfolgt der Ausschlag bei Inspiration nach unten und bei Expiration nach oben.

Die Einstellung des Schreibers wurde während eines solchen Abschnitts jeweils konstant gehalten, so daß jede Amplitudenänderung im Bild auf eine echte Signaländerung zurückzuführen ist. Wenn auch die Größe der Ausschläge keine absolute Aussage über die Stärke des Signals ermöglicht, so können doch wenigstens relative Änderungen erfaßt werden. Darüberhinaus liefert das Mechanogramm bereits auf

den ersten Blick einen Anhaltspunkt für die Geschwindigkeit, mit der eine Bewegung erfolgt. Je schneller nämlich eine Bewegung abläuft, umso steiler ist der resultierende Ausschlag im Gesamtsignal des Mechanographen.

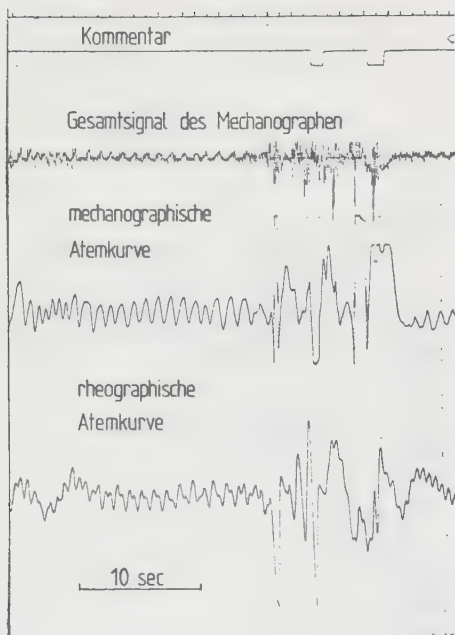


Abb. 10: Massenbewegung

Fall 25: männlich, 4200 g, 1 Tag;

Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte

Die Abbildung zeigt eine Massenbewegung, d. h. eine gleichzeitige Bewegung des Rumpfes und der Extremitäten. An der Amplitudenzunahme des mechanographischen Gesamtsignals ist deutlich zu sehen, daß es sich hierbei um eine kräftige Bewegung handelt. Diese überlagert sowohl die Atemkurve des Mechanographen als auch die des RAK so stark, daß die einzelnen Atemzüge nicht zu erkennen sind.

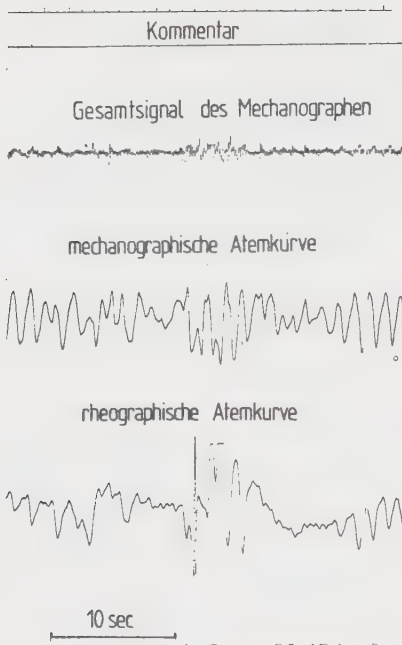


Abb. 11: Rumpfbewegung

Fall 23: männlich, 3810 g, 22 Tage;

Hydrozephalus internus, Z. n. Aspiration

Im Bild ist eine Rumpfbewegung zu sehen.

Hierunter ist eine langsame Bewegung des Rumpfes zu verstehen, wobei der Kopf und die Extremitäten ruhig bleiben.

Im Gegensatz zur in Abbildung 1 dargestellten Massenbewegung werden hier im Gesamtsignal des Mechanographen schwächere Signale erzeugt. Ein Vergleich der beiden Atemkurven zeigt eine wesentlich stärkere Beeinflussung der Atemkurve des RAK als der mechanographischen.

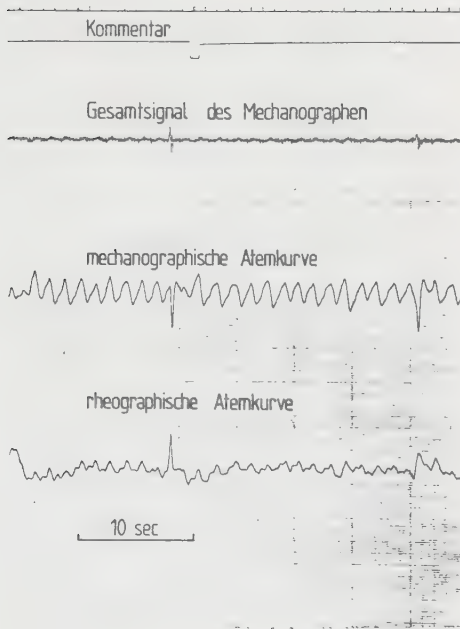


Abb. 12: Kopfbewegung

Fall 24: weiblich, 2130 g, 5 Tage

small-for-date, Hydramnion, Trisomie 18

Die hier abgebildete Kopfbewegung - eine Drehung des Kopfes - führt zu einer nur kurzzeitigen Signaländerung in den drei dargestellten Kurven.

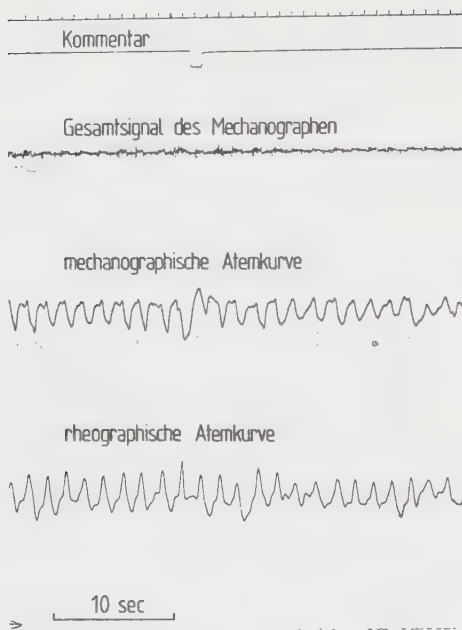


Abb. 13: Armbewegung

Fall 24: die registrierte Armbewegung stammt von demselben Kind wie die Kopfbewegung in Abbildung 12 (weiblich, 2130 g, 5 Tage; small-for-date, Hydramnion, Trisomie 18)

Als Armbewegungen klassifizierten wir sowohl Beugung als auch Streckung nur eines oder beider Arme.

Da es sich hierbei oft um nur ganz schwache Bewegungen handelt, sind diese - wie auch im gezeigten Beispiel - in den Kurven kaum zu sehen.



Abb. 14: Beinbewegung

Fall 24: Das Beispiel zeigt einen Abschnitt aus der Registrierung bei demselben Kind wie die Abbildungen 12 und 13 (weiblich, 2130 g, 5 Tage; small-for-date, Hydramnion, Trisomie 18)

Es ist eine Beinbewegung abgebildet; darunter verstehen wir eine Bewegung, d. h. Beugung oder Streckung oder beides im Wechsel, einer oder beider unterer Extremitäten. Sie ruft eine deutlich sichtbare Amplitudenzunahme im Mechanogramm hervor und beeinträchtigt auch die rheographische Atemkontrolle geringfügig. Daraus läßt sich erkennen, daß es sich um eine relativ kräftige Motorikaktion gehandelt haben muß.

Kloni

Der Begriff Klonus umfaßt alle rhythmischen Zuckungen von Extremitäten.

Sie werden hervorgerufen durch automatische, gleichförmig ablaufende Muskelkontraktionen, die rasch aufeinanderfolgen und von kurzer Dauer sind.

Je nachdem, welche Extremität hiervon betroffen ist, sprechen wir von einem Arm- oder Bein-klonus.

Es können aber auch alle vier Extremitäten gleichzeitig beteiligt sein.

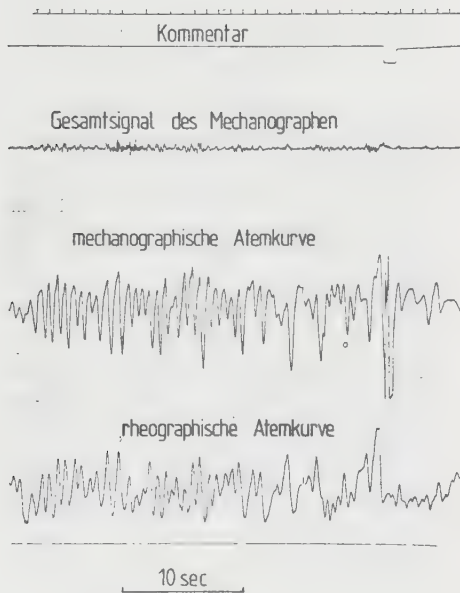


Abb. 15: Armklonus

Fall 29: weiblich, 3740 g, 5 Tage;
Hyperbilirubinämie

Der aufgezeichnete Armklonus fällt in eine Phase mit unruhigem Gesamtbild. Im Gesamtsignal des Mechanographen hebt er sich deshalb nur wenig ab. Das Atemsignal hingegen bietet mehrere, schnell aufeinanderfolgende Ausschläge mit - im Vergleich zur Atmung - großer Amplitude.

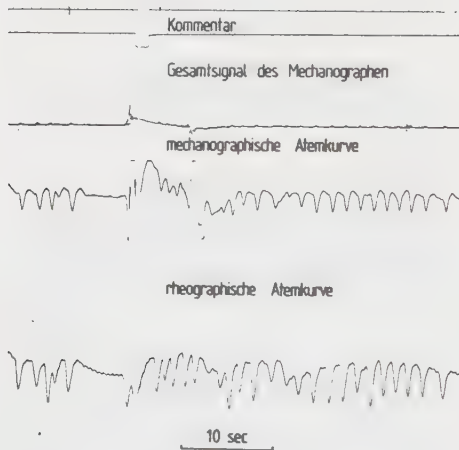


Abb. 16: Beinklonus

Fall 20: männlich, 1950 g, 5 Tage;

FG, 1. Zwilling, 34. - 35. SSW,

Sectio bei Beckenendlage

Der registrierte Beinklonus schließt sich an eine kurze Atempause von etwa 5 Sekunden an.

Im mechanographischen Gesamtsignal kommt er durch kurzzeitige Vergrößerung der Amplitude zur Darstellung. Die aus dem Mechanogramm herausgefilterte Atemkurve zeigt ein ähnliches Bild wie beim Armklonus.

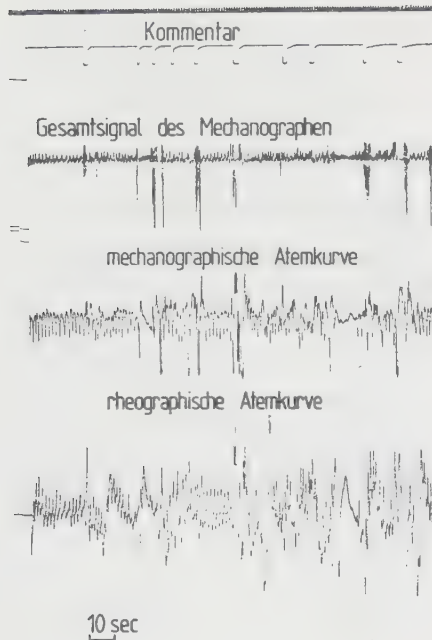


Abb. 17: Häufige Kloni

Fall 26: männlich, 2560 g, 21 Tage;
zerebrale Krampfanfälle

Auch während unserer Registrierung wies der Säugling zahlreiche klonische Bewegungen auf. In der Abbildung treten diese mit einem Abstand zwischen 5 und 20 Sekunden auf.

Zusammen mit den Arm- und Beinklони kommen aber auch Rumpf- und Massenbewegungen vor.

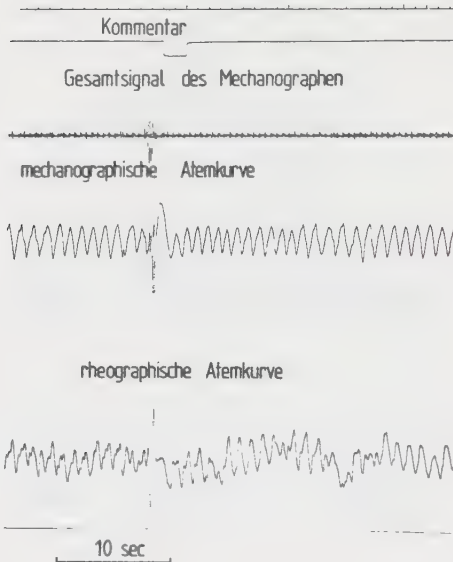


Abb. 18: Rumpfzittern

Fall 31: männlich, 3950 g, 6 Stunden;

Hypoglykämie bei diabetischer Mutter

Als Rumpfzittern bezeichnen wir kloniforme Zuckungen des Rumpfes, insbesondere der Bauchdecken, ohne Mitbewegung der Extremitäten.

Im Mechanogramm weichen diese deutlich von dem sonst ruhigen Kurvenverlauf ab. Sie kommen durch plötzlich auftretende, schnell aufeinanderfolgende Gipfel mit großer Amplitude zum Ausdruck.

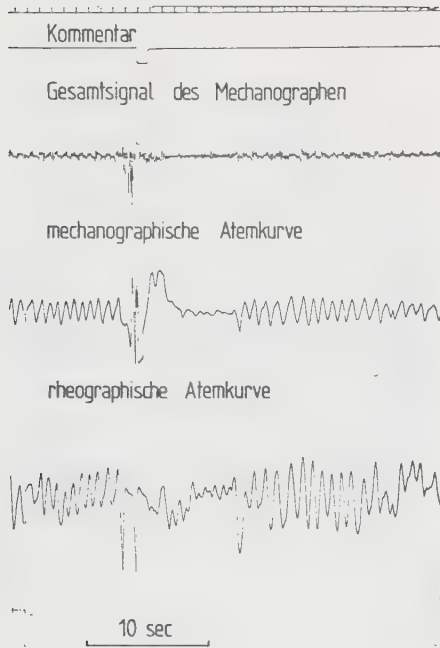


Abb. 19: Weckreaktion

Fall 26: männlich, 2560 g, 21 Tage;
zerebrale Krampfanfälle

Unter einer Weckreaktion verstehen wir eine plötzliche Zuckung von Armen und Beinen aus einem Ruhezustand heraus. Diese Bewegungen traten zum Teil als Reaktion auf äußere akustische Reize, zum Teil ohne erkennbare Ursachen auf. Sie stellten jedoch nur kurzdauernde Aktivitätszunahmen dar; nach einigen Sekunden trat der ursprüngliche Zustand ohne motorische Aktivität wieder ein. Dementsprechend wird das insgesamt ruhige Kurvenbild nur für kurze Zeit unterbrochen.

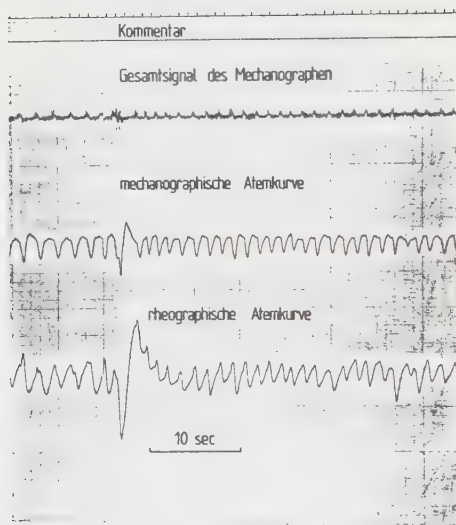


Abb. 20: Seufzer

Fall 25: männlich, 4200 g, 1 Tag;

Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte

Der Seufzer stellt eine besondere Atemform dar. Er ist charakterisiert durch eine schnelle, tiefe Einatmung und eine anschließende tiefe Ausatmung. Durch seine große Amplitude hebt er sich eindeutig von der übrigen Atmung ab; dies wird sowohl aus der mechanographischen als auch aus der rheographischen Atemkurve ersichtlich. Der Seufzer stellt also keine Motorikaktion im engeren Sinne dar, ruft aber aufgrund der dabei auftretenden, relativ starken Massenverschiebungen eine deutliche Änderung im Gesamtsignal des Mechanographen hervor.

Kommentar

Gesamtsignal des Mechanographen



mechanographische Atemkurve



rheographische Atemkurve



10 sec

Abb. 21: Schluckauf

Fall 24: weiblich, 2130 g, 5 Tage;

small-for-date, Hydramnion, Trisomie 18

Die Abbildung zeigt einen Singultus, d. h. eine plötzliche, unwillkürliche Zwerchfellkontraktion.

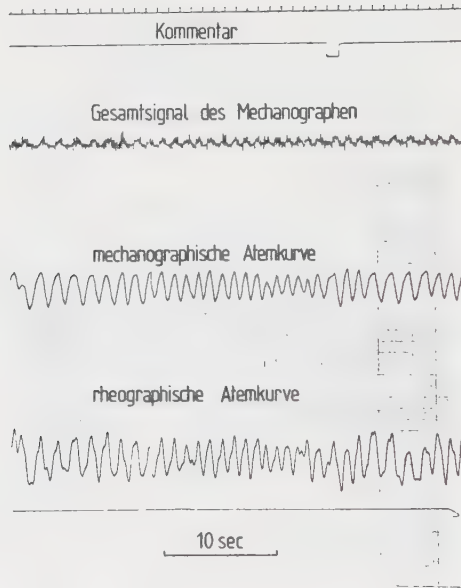


Abb. 22: Saugbewegungen

Fall 24: männlich, 4200 g, 1 Tag;

Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte

Das Triggersignal wurde infolge von Saugbewegungen ausgelöst. Diese Bewegungen, auch Leerlaufschnullen genannt, treten ohne Reiz von außen auf.

Da hierbei nur geringe Massenverschiebungen vorkommen, wird das Mechanogramm nicht sichtbar beeinflusst.

In den bisherigen Abbildungen wurde die Atemkurve jeweils nur für den Zeitraum der Bewegung unterbrochen. Danach wies sie wieder das gleiche Muster wie vorher auf.

Sir konnten aber auch Kinder beobachten, die mit Bewegungen eine Änderung des Atemmusters vornahmen.

Die folgenden Beispiele sollen dies veranschaulichen.

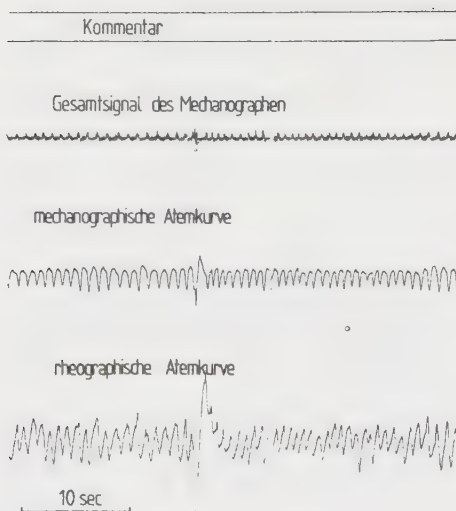


Abb. 23: Frequenzänderung nach einem Seufzer
Fall 25: männlich, 4200 g, 1 Tag;
Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte

Die Abbildung zeigt die Registrierung eines Seufzers, nach dem sich die Atemfrequenz des Kindes ändert. Sie steigt von 33 auf 45 Atemzüge pro Minute an.

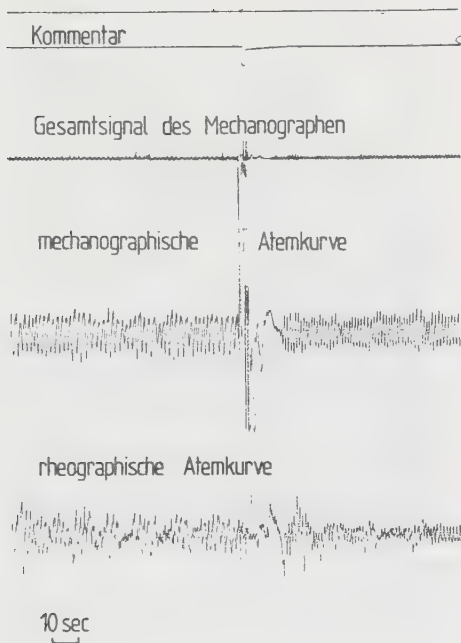


Abb. 24: Frequenzänderung nach einer Weckreaktion
Fall 28: weiblich, 3440 g, 5 Tage;
Aspiration

Das gewählte Beispiel bietet das typische Bild einer Atemfrequenzzunahme - von 34 auf 54 Atemzüge pro Minute - infolge einer Motorikaktion.

Da es sich hierbei um eine Weckreaktion handelt, könnte diese Frequenzsteigerung durch eine Aktivitätszunahme beim Übergang vom Schlaf- in den Wachzustand bedingt sein.

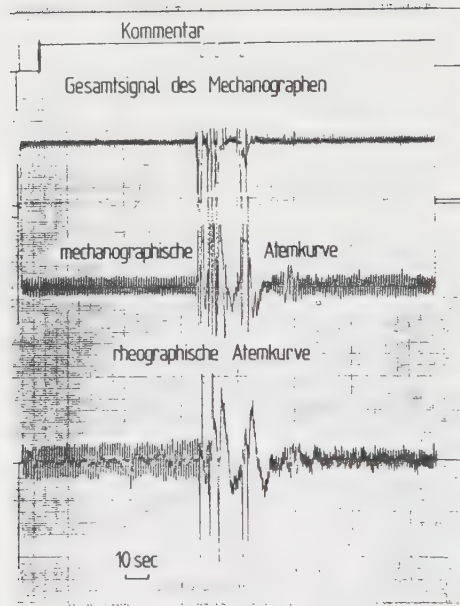


Abb. 25: Änderung der Amplitude, vorwiegend im RAK,
nach Motorik

Fall 25: männlich, 4200 g, 1 Tag;
Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte

Nach einem Abschnitt ruhiger Atmung erfolgt eine kräftige Massenbewegung. Im Anschluß daran verändern sich die Amplituden in den beiden Atemkurven gegensinnig. Während die Signale in der rheographischen Atemkurve deutlich abnehmen, ist in der mechanographischen eine geringfügige Zunahme zu sehen. Dies ist als eine Änderung des Atemtyps zu werten, und zwar in dem Sinn, daß sich der Anteil der Zwerchfellatmung verstärkt.

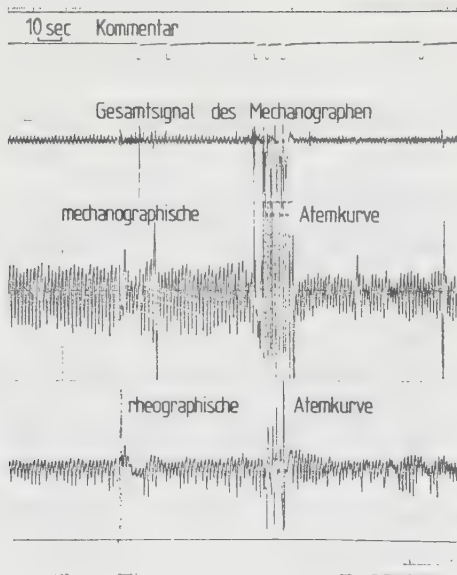


Abb. 26: Abnahme der Amplitude im mechanographischen Atemsignal nach Motorik

Fall 23: männlich, 3810 g, 22 Tage;

Hydrozephalus internus, Z. n. Aspiration

Zu Abb. 26:

Bei den abgebildeten Bewegungen handelt es sich um einen Armklonus und darauffolgende Massenbewegungen.

Das Gesamtsignal wird hierdurch nur für den Zeitraum der Motorik verändert, wogegen das mechanographische Atemsignal nach den Bewegungen etwa um ein Drittel abnimmt.

Da jedoch die Amplitude in der rheographischen Atemkurve wieder ihren Ausgangswert annimmt, muß während oder unmittelbar nach dem Motorikereignis eine Verringerung der Atemtiefe bei dominierender Bauchatmung erfolgt sein.

Die darauffolgende Frequenzzunahme (von 39 auf 45 Atemzüge pro Minute) stellt somit wohl einen zentralen Kompensationsversuch zur Aufrechterhaltung des Atemminutenvolumens dar.

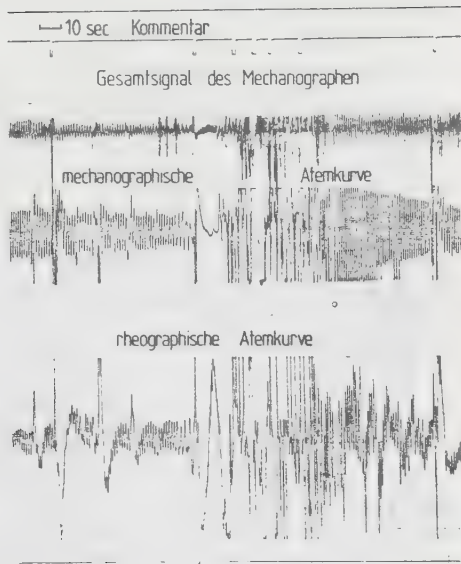


Abb. 27: Amplitudenzunahme hauptsächlich im
mechanographischen Atemsignal nach Motorik
Fall 34: männlich, 2970 g, 4 Tage;
zerebrale Anfälle, Icterus gravis

Im Gegensatz zu Abbildung 26 ist hier eine Zunahme der Amplitude in der mechanographischen Atemkurve aufgezeichnet. Sie folgt unmittelbar auf kräftige Motorikaktionen - Armbewegung mit anschließender Massenbewegung von ungefähr 40 Sekunden Dauer - und ist als eine Zunahme der Atemtiefe zu deuten. Im RAK kommt die tiefere Atmung viel weniger zum Ausdruck. Diese Tatsache spricht für ein Überwiegen der Bauchatmung zum Zeitpunkt der Registrierung.

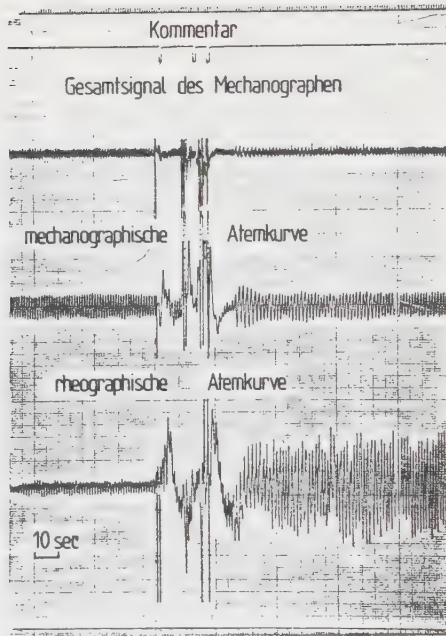


Abb. 28: Amplitudenzunahme in beiden Atemkurven
nach Motorik

Fall 25: männlich, 4200 g, 1 Tag;
Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte

Das Bild weist eine Änderung sowohl der Atemtiefe als auch der Atemfrequenz im Anschluß an eine krampfartige Massenbewegung auf. Die Größe der Atemsignale nimmt im Mechanogramm nur wenig zu, im RAK steigt sie dagegen auf das fünffache des Ausgangswertes an. Dies dürfte auf einen Übergang von flacher Bauchatmung in kräftige Mischatmung mit Überwiegen des thorakalen Anteils zurückzuführen sein. Im Zusammenhang damit steht eine Abnahme der Atemfrequenz von 57 auf 45 Atemzüge pro Minute.

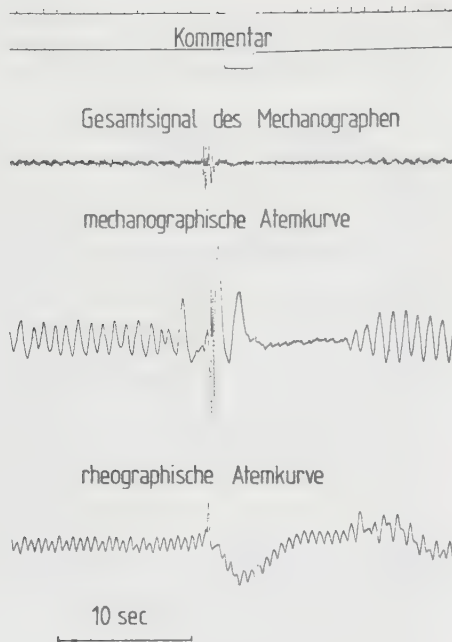


Abb. 29: Atempause nach Rumpfizittern

Fall 28: weiblich, 3440 g, 5 Tage;

Aspiration

Die dargestellte Atempause von 7 Sekunden tritt nach einem Rumpfizittern auf. Nach diesem völligen Fehlen von Atemaktivität folgen Atemzüge von zunächst ständig zunehmender und nach einigen Sekunden wieder bis zum Ausgangswert abnehmender Tiefe.

Anmerkung:

Die rheographische Atemkontrolle läßt die Apnoe nicht eindeutig erkennen, da die Atemkurve schon vor der Bewegung vollständig von Herzaktionen überlagert wird und somit während der Atempause die gleichen Signale wie vorher registriert werden.

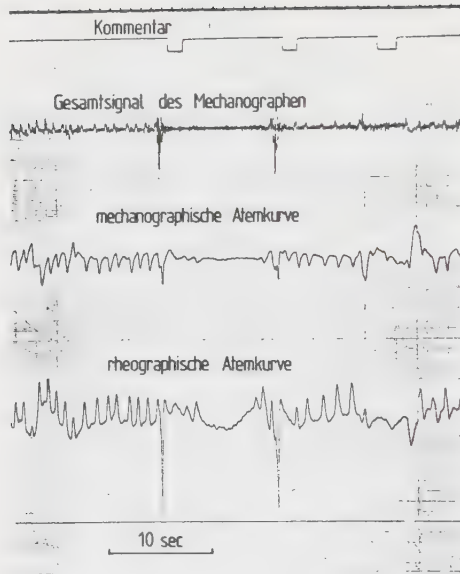


Abb. 30: Atempause nach kloniformer Bauchatmung
Fall 26: männlich, 2560 g, 21 Tage;
zerebrale Krampfanfälle

Die regelmäßige Atmung wird von einem tiefen Atemzug unterbrochen. Letzterer wird von kloniformen Bewegungen der Bauchdecke begleitet. Es schließt sich eine Atempause von etwa 6 Sekunden Dauer an. Unmittelbar darauf folgt ein Atemzug, der das gleiche Bild bietet wie der vorhergehende.

Die vorhergehenden Abbildungen haben gezeigt, daß die meisten über Atmung hinausgehenden Bewegungen im Mechanogramm deutlich sichtbar sind.

Betrachtet man nun Registrierungen eines Bewegungstyps bei einem oder verschiedenen Kindern, so müssen diese aber nicht unbedingt übereinstimmen.

Die einzelnen Bewegungen können in ihrer Intensität stark differieren. Für einen Vergleich der Bewegungsstärke lassen sich nur die Amplitudenrelationen verwenden. So ist z. B. eine Massenbewegung, die zu einer Verzehnfachung der Ausschläge im Gesamtsignal führt, wesentlich stärker als eine andere, die nur eine Verdoppelung auslöst.

Obwohl das Gesamtbild bei einer bestimmten Bewegungsart oft ähnlich aussieht, erlaubt das abgebildete Bewegungsmuster keine eindeutige Zuordnung mit dem bloßen Auge.

Das Problem, inwieweit eine Klassifizierung anhand des Mechanogramms möglich ist, soll nachfolgend erörtert werden.

4.2. Frequenzspektren einzelner Bewegungen

Wie bereits im Punkt 2.7. beschrieben, basiert die weitere Auswertung der Daten auf der Berechnung der Frequenzspektren für die einzelnen Bewegungen. Einen Eindruck von den mit Hilfe der Fast Fourier Transformation (FFT) gewonnenen Frequenzspektren sollen die Abbildungen 31 und 32 vermitteln. Sie geben Aufschluß über die innerhalb der ausgewerteten 10-Sekunden-Abschnitte aufgetretenen Frequenzen.

Auf der Abszisse ist die Frequenz aufgetragen, wobei ein Hertz 0,5 cm entspricht. Die Ordinate gibt ein relatives Maß für die Intensität und Dauer der Bewegungen an.

Die Höhe der Peaks ist proportional dem Produkt aus Amplitude und Dauer der Schwingung.

Das Integral der Kurve, d. h. die Fläche unter der Kurve, stellt die gesamte Energie dar, die in dem 10-Sekunden-Abschnitt enthalten ist.

Aus den Beispielen wird ersichtlich, daß die Spektren eines bestimmten Bewegungstyps zwar ein ähnliches Grundmuster aufweisen, aber doch deutlich variieren können.

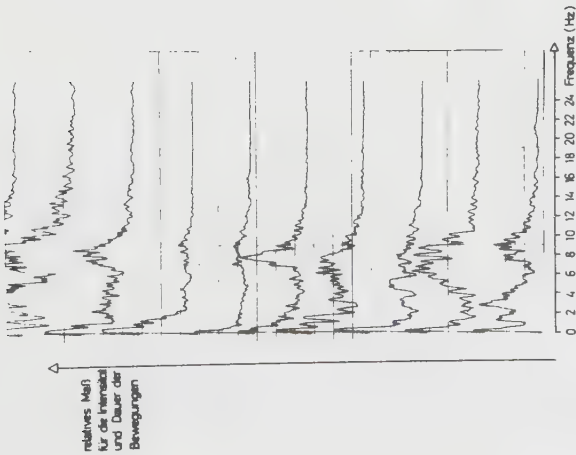


Abb. 31: Frequenzspektren verschiedener Massenbewegungen

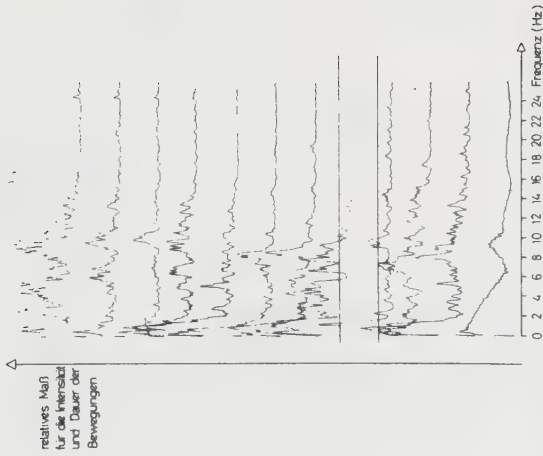


Abb. 32: Frequenzspektren verschiedener Armbewegungen

4.3. Frequenzspektren der Bewegungstypen

Die vorhergehenden Abbildungen 31 und 32 zeigen einige Beispiele für das Frequenzmuster einzelner Bewegungen.

Faßt man alle Bewegungen eines Motoriktyps, wie z. B. alle Massenbewegungen, zusammen und bildet aus ihren Frequenzspektren den Mittelwert, so ergibt sich für jede Bewegung eine Kurve. Diese Kurven sollen nachfolgend im einzelnen dargestellt werden, wobei die Abszisse wieder die Frequenz und die Ordinate ein relatives Maß für Häufigkeit und Größe der zugehörigen Amplitude angibt.

Der Maßstab wurde einheitlich gewählt, um einen Vergleich der Kurven untereinander zu ermöglichen.

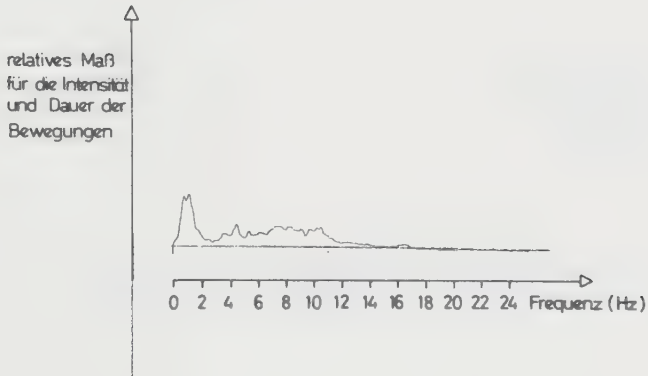


Abb. 33: ruhige Atmung

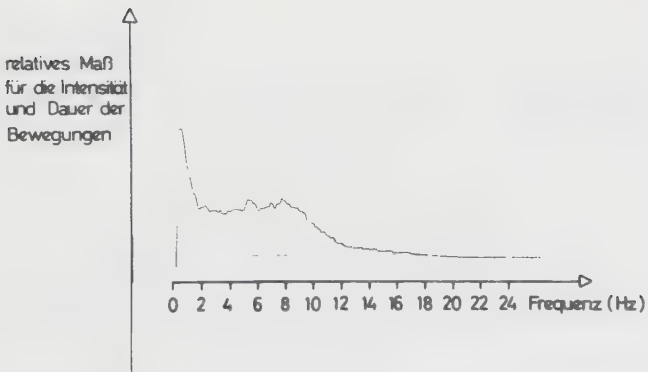


Abb. 34: Massenbewegung

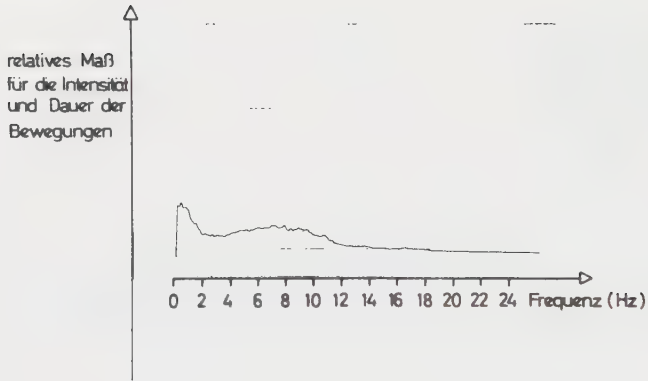


Abb. 35: Rumpfbewegung

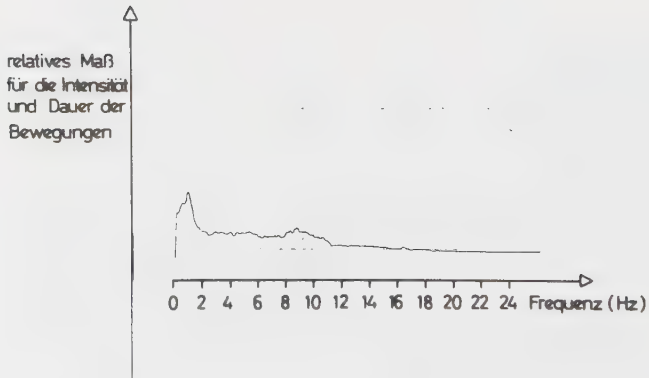


Abb. 36: Armbewegung

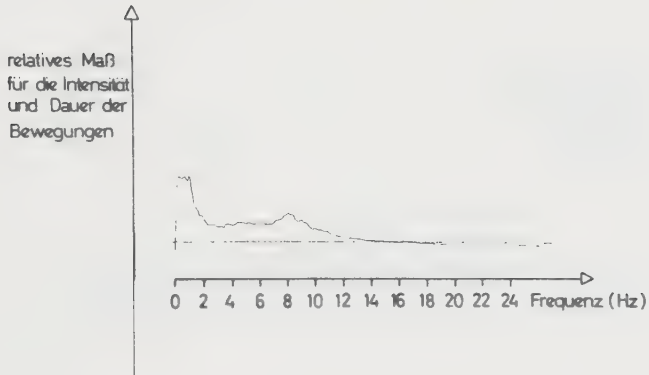


Abb. 37: Kopfbewegung

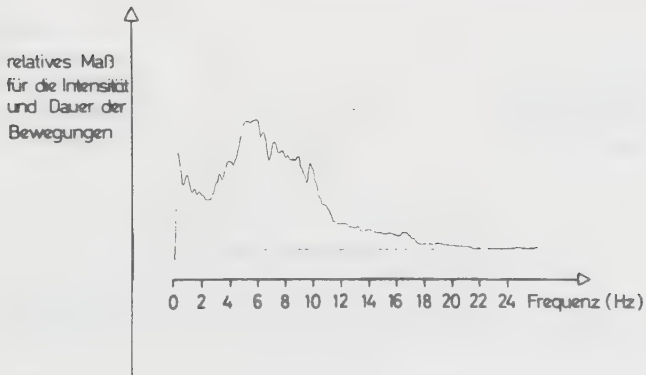


Abb. 38: Armklonus

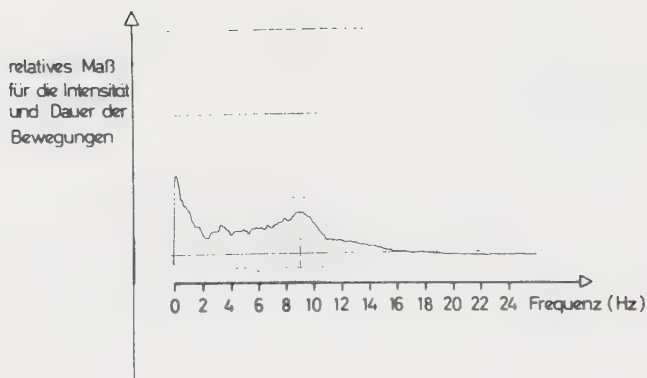


Abb. 39: Beinklonus

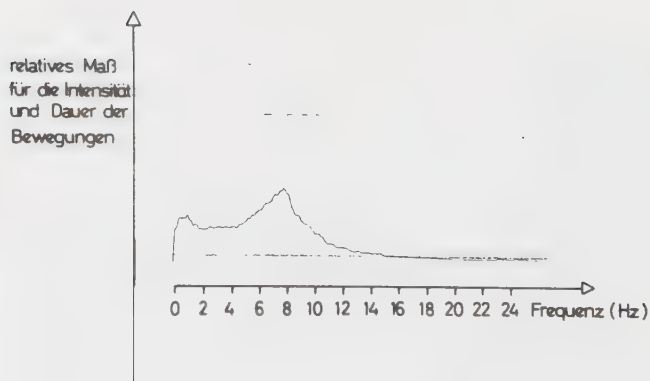


Abb. 40: Seufzer

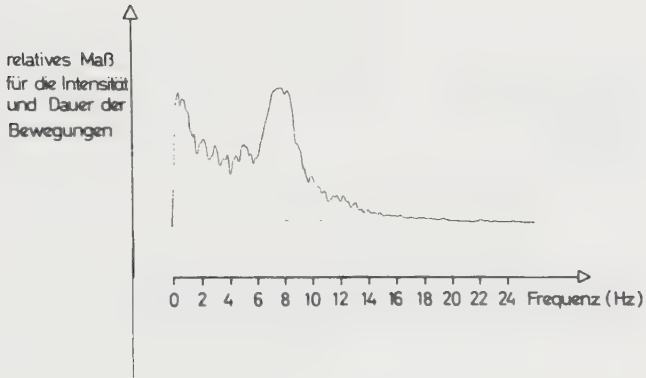


Abb. 41: Schluckauf

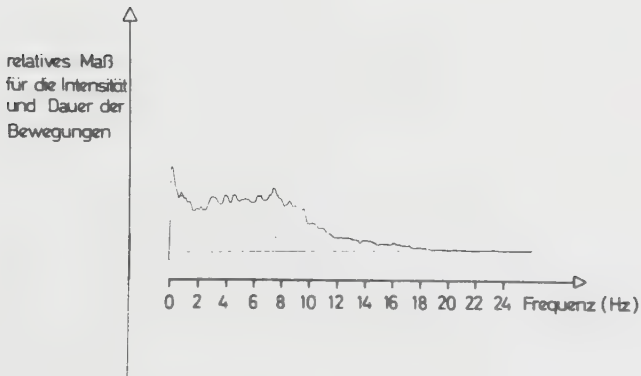


Abb. 42: Weckreaktion

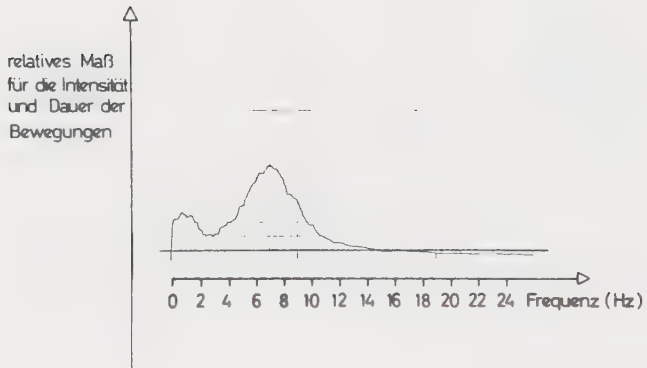


Abb. 43: Rumpfizitern

4.4. Klassifizierung der Daten

Inwieweit die gemittelten Frequenzspektren ein für den betreffenden Bewegungstyp charakteristisches Bild zeigen, wurde mit Hilfe der Diskriminanzanalyse überprüft.

Hierzu wurden aufgrund der für eine Statistik zu geringen Anzahl von Daten verschiedene Bewegungsarten zu Gruppen zusammengefaßt. Die Einteilung erfolgte zunächst nach der Ähnlichkeit in Ablauf und Ausmaß der Bewegungen; so bildeten z. B. die Arm- und Beinflexion eine Gruppe, die Extremitätenbewegungen eine weitere. Ruhige Atmung ohne Bewegung zählte als eine eigene Gruppe. Die Saugbewegungen wurden bei der weiteren Auswertung nicht berücksichtigt, weil sie sich nicht von ruhiger Atmung unterscheiden ließen.

Anhand der Diskriminanzfunktionen fand eine Zuordnung der einzelnen Motorikereignisse zu diesen Gruppen statt.

Da die erste Einteilung keine eindeutige Klassifizierung ermöglicht hatte, versuchten wir mehrmals durch Um- bzw. Neugruppierung das Ergebnis zu verbessern.

Dazu wurde aufgeschlüsselt, in welche Gruppen die einzelnen Bewegungen eingeordnet wurden. Die Trefferquote gibt dabei die Zahl der richtig erkannten Motorikaktionen an. Bewegungstypen, die aus ihrer Gruppe herausfielen, wurden der für sie richtiger erscheinenden Gruppe zugeteilt.

Tabelle 6 zeigt die Treffermatrix für eine solche Gruppierung. Bei ihrer Betrachtung fällt das schlechte Abschneiden der Gruppe 2 ins Auge. Deshalb wurde die Gruppe 2 aufgelöst. Die Weckreaktion und die Massenbewegung bildeten jetzt eine eigenständige Gruppe, während das Rumpfizittern aufgrund seines kloniformen Bewegungsablaufs in die Gruppe 3 eingegliedert wurde. Die Einteilung der restlichen Gruppen wurde beibehalten.

Tab. 6: Treffermatrix

A = Armbewegung; B = Beinbewegung; K = Kopfbewegung; W = Weckreaktion;
M = Massenbewegung; Z = Rumpfbewegung; 1 = Armklonus; T = Beinklonus;
S = Seufzer; U = Schluckauf; R = Rumpfbewegung; O = ruhige Atmung

Motorik	Gruppe	1	2	3	4	5	Richtig pro Typ (%)	Richtig pro Gruppe (%)
A	1	24	5	0	6	5	60,0	57,1
B		23	5	2	6	8	52,3	
K		19	9	4	8	9	43,2	
W	2	2	11	9	6	2	36,7	31,1
M		24	24	9	9	1	35,8	
Z		6	6	10	7	6	17,1	

Motorik	Gruppe	1	2	3	4	5	Richtig pro Typ (%)	Richtig pro Gruppe (%)
H	3	9	3	3	8	4	27,3	42,4
T		3	4	16	2	1	61,5	
S	4	6	5	0	9	9	31,0	40,6
U		5	2	5	15	3	50,0	
R		0	0	3	4	3	40,0	
O	5	6	0	0	2	20	71,4	71,4

Es ergab sich somit die folgende Aufgliederung:

Gruppe 1: - Armbewegung

- Beinbewegung

- Kopfbewegung

Aufgrund technischer Schwierigkeiten konnten allerdings die Bein- und Kopfbewegungen nicht mehr in die weitere Auswertung einbezogen werden. Da die vorhergehenden Berechnungen jedoch gezeigt haben, daß die Armbewegungen als repräsentativ für ihre gesamte Gruppe angesehen werden können, dürfte der Wegfall der Bein- und Kopfbewegungen wenig Einfluß auf das Ergebnis haben.

Gruppe 2: - Massenbewegung

Gruppe 3: - Armklonus

- Beinklonus

- Rump fzittern

Gruppe 4: - Seufzer

- Schluckauf

- Rumpfbewegung

Gruppe 5: - ruhige Atmung

Gruppe 6: - Weckreaktion

Die Tabelle 7 zeigt die auf dieser Gruppierung basierende Treffermatrix.

Tab. 7: Treffermatrix

A = Armbewegung; B = Beinbewegung; K = Kopfbewegung; W = Weckreaktion;
M = Massenbewegung; Z = Rumpfzittern; H = Armklonus; T = Beinklonus;
S = Seufzer; U = Schluckauf; R = Rumpfbewegung; O = ruhige Atmung

Motorik	Gruppe	1	2	3	4	5	6	Richtig pro Gruppe (%)
A	1	19	9	0	6	4	2	47,5
M	2	15	27	5	8	1	11	40,3
H	3	12	13	34	15	8	11	36,2
T	4	15	5	12	23	11	3	33,3
Z	5	1	0	3	1	13	1	68,4
S	6	1	10	5	2	2	10	33,3
U								
R								
O								
W								

Aus Tabelle 7 wird ersichtlich, daß die Massenbewegungen jetzt mit größerer Wahrscheinlichkeit ihrer Gruppe zugeordnet werden als vorher.

Für die Weckreaktion bringt die Trennung von der Massenbewegung jedoch keine Verbesserung ihrer Trefferquote. Es findet nämlich genauso oft eine Zuteilung zur Massenbewegung wie zu ihrer Gruppe statt. Dies ist eigentlich auch verständlich, da es sich bei der Weckreaktion um eine spezielle Variante der Massenbewegung handelt.

Das Ergebnis der Gruppe 3 (Kloni) ist nach Aufnahme des Rumpfizitterns nahezu nicht verändert worden. Daraus läßt sich - unter der Annahme, daß die Trefferquoten von Arm- und Beinklonus in etwa gleich geblieben sind bzw. sich nicht wesentlich verbessert haben - schließen, daß das Rumpfizittern gut in diese Gruppe paßt.

Auch die in den übrigen Gruppen erzielten Resultate wurden durch die neue Einteilung wenig beeinflusst.

Insgesamt läßt sich also sagen, daß mit der von uns angewandten Methode keine eindeutige Differenzierung

der einzelnen Bewegungen möglich ist. Es kann bestenfalls eine Zuordnung zu bestimmten Gruppen vorgenommen werden.

Aus den Trefferquoten - im Bereich von ungefähr 40 % - läßt sich ablesen, daß diese Zuordnung zwar nicht eindeutig ist, aber erheblich über der Zufallsverteilung von 16,6 % liegt.

Der Häufigkeitsgipfel der einzelnen Bewegungen liegt jeweils in der für sie als richtig erachteten Gruppe, wobei sich die fehlklassifizierten Ereignisse ohne Bevorzugung einer bestimmten Gruppe verteilen - abgesehen von der Weckreaktion, die einen zweiten Häufigkeitsgipfel zeigt.

Deutlich besser gelingt die Unterscheidung von Atmung und Bewegung. Die Eliminierung von Daten, die als ruhige Atmung gespeichert waren, jedoch anhand ihres Frequenzspektrums als Fehlinterpretationen identifiziert wurden, hatte bei früheren Computeranalysen eine hundertprozentige Erkennung von Atmung ergeben.

4.5. Untersuchungen der Gesamtaktivität

4.5.1. Aktivität innerhalb eines Zeitraums von 45 Minuten

Wie in der Dissertation von Mayer (1983) ausführlich erläutert, wurde bei 15 Kindern der Atemfrequenzverlauf innerhalb eines Zeitraums von 45 Minuten aufgezeichnet. Ein Beispiel hierfür zeigt Abbildung 44.

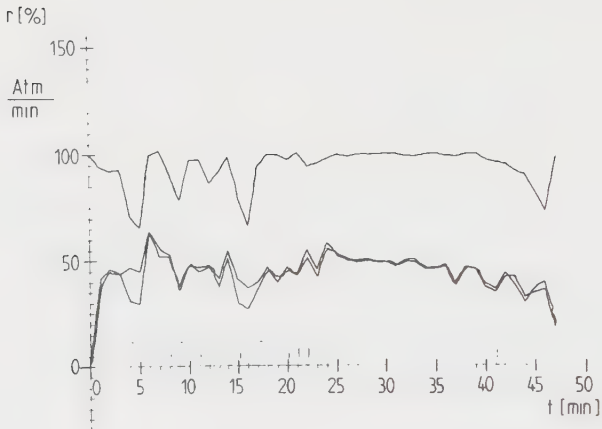


Abb. 44: Atemfrequenzverlauf über 45 Minuten

Die beiden unteren Kurven zeigen den Frequenzverlauf der mechanographischen und der rheographischen Atemkurve, die obere Kurve entspricht der Korrelation zwischen diesen beiden Kurven.

Senkrechte Striche entsprechen aufgetretenen Atempausen von mehr als 3 Sekunden. Motorikaktionen sind durch waagrechte Strichmarkierungen gekennzeichnet, wobei die Entscheidung über das Vorliegen einer Motorikaktion anhand der Amplitudenhöhe im Mechanogramm erfolgte.

Aufschluß über die Aktivität des Kindes zu einem bestimmten Zeitpunkt läßt sich gewinnen, indem die Motorikdauer pro Minute - als Summe der Dauer der einzelnen, darin vorkommenden Bewegungen - berechnet wird.

Trägt man die so für einen Zeitraum von 45 Minuten erhaltenen Werte in ein Koordinatensystem ein, so ergibt sich folgendes Bild (Abb. 45).

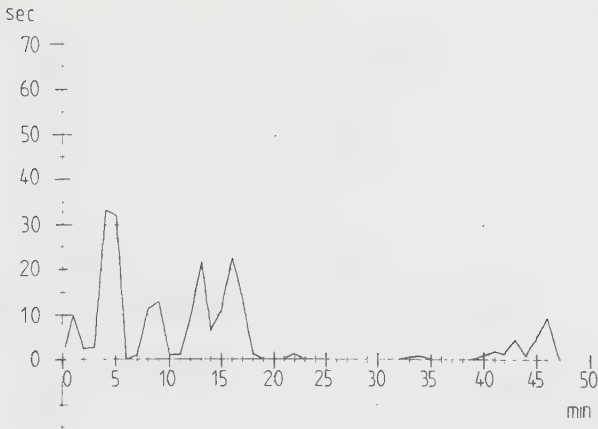


Abb. 45: Motorikdauer pro Minute

Aus Abbildung 45 läßt sich die Dauer der in Abbildung 44 markierten Motorikaktionen entnehmen.

Die ersten 18 Minuten werden von lebhaften Bewegungen des Kindes geprägt. Es folgt ein ruhiger Abschnitt, an den sich eine Phase mit wenig Motorik anschließt.

Die Betrachtung des Gesamtbildes ergibt also einen Wechsel des Aktivitätsgrades innerhalb des ausgewerteten Zeitraums.

Diese 45 Minuten spiegeln jedoch nur die momentane Aktivität wider, ohne Aussagen über den Zustand des Kindes zu gestatten. Deshalb ist es nötig, die Untersuchung auf einen längeren Zeitraum auszudehnen.

4.5.2. Aktivität innerhalb eines längeren Zeitraums

Die Auswertung der mittels Mechanograph gewonnenen Signale hatte ergeben (vgl. Ergebnisse, S. 108), daß eine Differenzierung zwischen ruhiger Atmung und Motorik möglich ist.

Infolgedessen wurden Untersuchungen an drei Kindern durchgeführt, um Aufschluß über ihre Aktivität zu gewinnen.

Um eventuelle tageszeitliche Schwankungen im Aktivitätsverlauf auszuschalten, fanden die Registrierungen jeweils zur gleichen Tageszeit - am Nachmittag - statt.

Es wurde das Mechanogramm auf Band aufgezeichnet und mit Hilfe des Computers ausgewertet. Hierzu wurden sämtliche im Mechanogramm enthaltenen Amplituden abgemessen und ihre Häufigkeit in einem Histogramm auf dem Bildschirm zur Darstellung gebracht. Da die Aufzeichnung des Histogramms auf Papier technisch nicht durchführbar war, soll die folgende schematische Skizze das Verständnis der weiteren Ausführungen erleichtern.

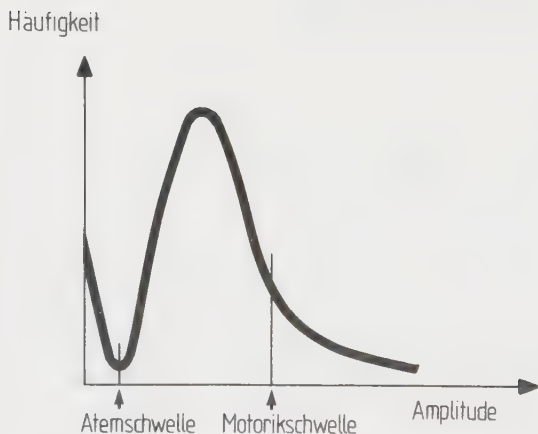


Abb. 46: Häufigkeit der gemessenen Amplituden

Die Kurve, die die einzelnen Punkte des Histogramms verbindet, weist zwei Häufigkeitsmaxima auf. Das Minimum zwischen diesen zwei Gipfeln wurde als Atemschwelle gewählt.

Alles, was unterhalb dieser Schwelle liegt, beruht wahrscheinlich auf Herzaktion und anderen Organbewegungen, die im Mechanogramm nur kleine Amplituden hervorrufen, und findet infolgedessen keinen Eingang in die Auswertung.

Die Motorikschwelle legten wir auf den Punkt, in welchem der Übergang vom steilen in den flachen Teil der Kurve erfolgt. Diese Schwelle stellt jedoch keinen

absoluten Grenzwert dar, da sich die Amplituden von Atmung und Motorik im Grenzbereich überschneiden können.

Nach Bestimmung dieser beiden Grenzwerte wurden die Amplituden des Mechanogramms ausgemessen und als Atmung oder Motorik eingestuft.

Jedes Motorikereignis wurde durch einen Strich markiert, so daß sich die Kurven 3 in Abbildung 47, 48 und 49 ergaben. Die Amplitude der Motorikereignisse wurde hierbei nicht berücksichtigt.

Die Größe der einzelnen Atemamplituden wurde in Kurve 1 der Abbildungen 47, 48 und 49 auf der Ordinate jeweils als Punkt aufgetragen und die Punkte miteinander verbunden.

Entsprechend wurde die Frequenz von Atemzug zu Atemzug berechnet und aufgezeichnet (vgl. Kurve 2 in Abbildung 47, 48 und 49).

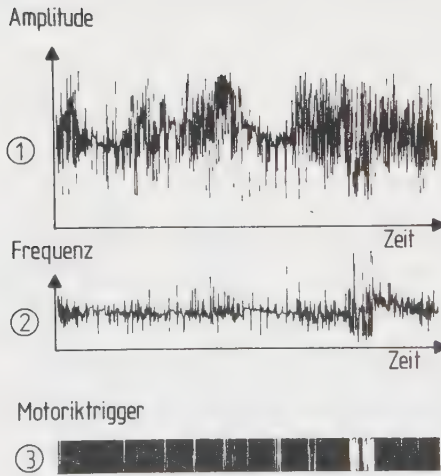


Abb. 47: (Erläuterung im Text)

Aufnahmedauer: 4 Stunden, 37 Minuten

Das Beispiel stammt von einem 3390 g schweren,
11 Tage alten Jungen, der wegen persistierendem
fetalen Lungenkreislauf beatmet worden war und
eine Tachypnoe zeigte.

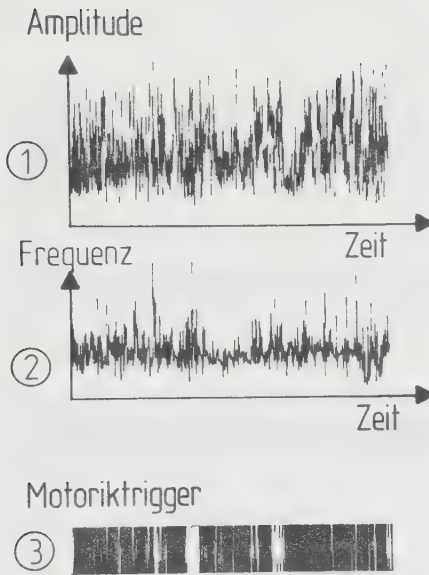


Abb. 48: (Erläuterung im Text)

Aufnahmedauer: 2 Stunden, 30 Minuten

Der 58 Tage alte Junge, eine Frühgeburt, litt an bronchopulmonaler Dysplasie III. Grades und wurde IMV-beatmet.

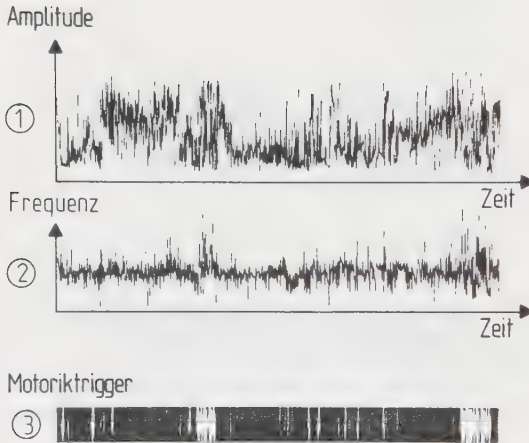


Abb. 49: (Erläuterung im Text)

Aufnahmedauer: 6 Stunden, 10 Minuten

Der 1050 g schwere, 16 Tage alte Junge wies eine
bronchopulmonale Dysplasie auf.

Ein Blick auf die Kurven zeigt, daß sich die drei
Kinder während der Aufnahme ständig bewegten, ohne
längere Ruhephasen aufzuweisen.

5. DISKUSSION

Aus den obigen Erläuterungen läßt sich entnehmen, daß die Auswertung keine zuverlässige Differenzierung verschiedener Motorikaktionen erbrachte.

Die Gründe hierfür können sowohl in der Versuchsdurchführung, der Auswahl der Daten als auch im Auswertungsmodus zu suchen sein.

Schon die Zuordnung der einzelnen Beobachtungen zu den gewählten Bewegungstypen brachte des öfteren Schwierigkeiten mit sich.

So blieb es der Entscheidung des Beobachters überlassen, welcher Klasse er z. B. kloniforme Massenbewegungen zuteilen sollte, oder ob es sich bei plötzlicher Zuckung eines Armes um eine schnelle Armbewegung oder um einen Armklonus gehandelt hatte. Deshalb enthalten die den weiteren Auswertungen zugrundeliegenden Kommentare ein gewisses Maß an Subjektivität.

Diese Tatsache gewinnt besonders bei gemischten Bewegungen an Bedeutung. Darunter sollen z. B. Motorikereignisse verstanden werden, die mit einer einzelnen Arm- oder Beinbewegung beginnen und schnell in eine Massenbewegung übergehen, so daß die Trennung der

einzelnen Komponenten jeweils im Ermessen des Untersuchers liegt. Solche Bewegungen werden wahrscheinlich in erster Linie zu den Massenbewegungen gezählt. Ebenso verhält es sich mit Extremitätenkloni, die von anderen Bewegungen überlagert werden. Daher können die Ereignisse, die aufgrund des Kommentars einem bestimmten Bewegungstyp angehören, trotzdem verschiedene Bewegungen beinhalten, ohne daß diese im nachhinein noch festzustellen sind.

Viel gravierender ist die Tatsache, daß sich nichts mehr über die Stärke der einzelnen Motorikaktionen aussagen läßt - die anfangs geplante Bewertung der Bewegungen als leicht, mittel und stark erwies sich in der Praxis als nicht durchführbar -, die Intensität der Bewegungen jedoch Eingang in das Frequenzspektrum findet.

Die Bewegungsstärke wiederum wird vom Gewicht des jeweiligen Kindes mitbestimmt. Aus diesem Grund wurde der Logarithmus des Körpergewichts in die Berechnungen mit einbezogen.

Ob die Gewichtsabhängigkeit der Bewegungen jedoch durch diese Korrektur vollständig eliminiert ist, läßt sich nicht sicher sagen.

Überhaupt nicht in die Auswertung aufgenommen wurden Reifegrad, Geschlecht, Alter und Erkrankung der untersuchten Kinder, weil hierzu ein größeres Kollektiv erforderlich gewesen wäre.

In welchem Ausmaß diese Faktoren differieren, zeigt Tabelle 1.

Alle vier wirken sich wahrscheinlich auf die Bewegungstärke und damit auf die Frequenzspektren aus.

Sicher ist auf jeden Fall, daß die Dauer der einzelnen Bewegungen stark variiert.

Bei einem Teil der Daten wurde der ganze ausgewertete Zeitraum von zehn Sekunden von der Motorikaktion eingenommen, bei den übrigen nahm die jeweilige Bewegung einen unterschiedlich langen Verlauf, so daß der Zeitabschnitt noch ruhige Atmung enthielt.

Je länger eine Bewegung dauert, desto häufiger kommen die Amplituden der dabei auftretenden Frequenzen vor und desto größer werden somit die Peaks im Spektrum. So decken sich möglicherweise die Peaks des Frequenzspektrums einer kurzen Massenbewegung mit denen einer Armbewegung, wenn die beiden gleiche Frequenzen enthalten.

Demzufolge beeinflussen also bei dem verwendeten Aus-

wertungsmodus - Klassifizierung nach Lage, Höhe und Breite der drei höchsten Peaks - viele in ihrer Bedeutung nicht klar abzuschätzende Faktoren die Ergebnisse.

Daraus wird verständlich, daß sich z. B. die nicht erkannten Massenbewegungen vor allem als Extremitätenbewegungen oder Weckreaktionen einstufen lassen. Umgekehrt können aber starke Armbewegungen bei entsprechendem Frequenzmuster zu den Massenbewegungen gerechnet werden.

Eine Trennung der oben genannten Bewegungen von kloniformen Bewegungen ist dagegen recht gut möglich. So wird von 40 Armbewegungen keine einzige in die Gruppe der Kloni eingeordnet (siehe Tabelle 7). Andererseits stößt die Erkennung der Armkloni auf Schwierigkeiten, wie aus Tabelle 6 hervorgeht. Bei den Beinkloni treten diese Probleme nicht auf. Sie erzielten - bei Betrachtung der einzelnen Bewegungstypen, nicht der Gruppen - mit 61,5 % die höchste Trefferquote (siehe Tabelle 6).

Aus jeder Klasse wird eine gewisse - wenn auch niedrige - Anzahl von Bewegungen als ruhige Atmung verkannt.

Dies wird vor allem beim Seufzer auffällig, der

genauso oft als ruhige Atmung registriert wie seiner Gruppe zugeteilt wird.

Führt man sich jedoch vor Augen, daß es sich beim Seufzer nur um eine Variante der Atmung, nämlich einen besonders tiefen Atemzug, handelt, wird die Schwierigkeit seiner Einordnung verständlich. Je nach seiner Tiefe kann er bereits optisch als verstärkter Atemzug oder als Rumpfbewegung imponieren. Dementsprechend zeigen auch die Frequenzspektren unterschiedliches Aussehen.

Diese Abhängigkeit der Klassifizierung von der Intensität ist ebenso bei den übrigen Bewegungstypen gegeben. Ist die Bewegung zu kurz und zu schwach, um ein für sie charakteristisches Frequenzmuster zu erzeugen, so ist es ohne weiteres denkbar, daß sie unter "ruhige Atmung" fällt.

Wir orientierten uns nämlich bei der Auswahl der auszuwertenden Abschnitte nur anhand des Kommentartiggers, ohne das Kurvenbild zu berücksichtigen. Da jedoch die Triggerung die Stärke der Motorikaktionen nicht beinhaltet, wurden auch schwache Bewegungen, die unter Umständen nicht einmal im Gesamtsignal des Mechanographen sichtbar waren, mit in die Auswertung einbezogen.

Eine Elimination dieser Motorikereignisse hätte

sicherlich zu einer Verbesserung der Resultate geführt. Doch verzichteten wir bewußt darauf, die Ergebnisse auf diese Weise zu beeinflussen, um die Objektivität der Auswertung nicht zu beeinträchtigen.

Es läßt sich also sagen, daß der Versuch, mit der zur Zeit verfügbaren Konstruktion des Mechanographen jede einzelne Bewegung zu identifizieren, keine befriedigende Lösung erbrachte.

Im Vergleich etwa zur impedanzpneumographischen Messung von Bewegungen kann mit dem Mechanographen jedoch wenigstens eine grobe Klassifizierung, d. h. eine mehr oder minder gute Zuordnung bestimmter Bewegungen zu verschiedenen Gruppen, vorgenommen werden.

Außerdem korreliert die Größe des mechanographischen Signals direkt mit dem Ausmaß der registrierten Bewegung.

Schließlich gilt es, als weiteren Vorzug des Mechanographen noch seine überaus einfache Handhabung zu berücksichtigen.

Es läßt sich somit sagen, daß der Mechanograph eine eindeutige Unterscheidung von ruhiger Atmung und motorischer Aktivität erlaubt, wenn man kleinste Bewegungen des Kopfes oder einer Extremität vernachlässigt. Solche geringfügigen Bewegungen, wie sie auch häufig im Schlaf auftreten, wirken sich nur wenig auf das Aktivitätsmuster aus und haben somit nur eine geringe Aussagekraft hinsichtlich des Gesamtzustands des Kindes.

Darüberhinaus ist es möglich, mit dem Mechanographen ohne größeren technischen oder pflegerischen Aufwand den Aktivitätsverlauf eines Kindes rund um die Uhr aufzuzeichnen und somit Schwankungen in Abhängigkeit von der Tageszeit, dem Abstand von Mahlzeiten oder von pflegerischen Maßnahmen festzustellen.

Ferner bietet die Anwendung des Mechanographen die Möglichkeit, bei Untersuchungen an einem größeren Kollektiv vergleichende Aussagen über den Aktivitätsgrad verschiedener Kinder zu treffen.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Es wird ein neues Verfahren zur Erfassung der Motorik von Früh- und Neugeborenen vorgestellt.

Dabei handelt es sich um eine Methode (Entwicklung der Fa. Siemens), bei der ohne das Anbringen von Elektroden Massenverschiebungen des Probanden aufgenommen und in ein elektrisches Signal umgewandelt werden.

Dieses Signal, das Mechanogramm, kann entweder als Gesamtes hinsichtlich der enthaltenen Bewegungen ausgewertet werden oder - nach entsprechender Filterung und Verstärkung - zur Atemüberwachung herangezogen werden. Der nach diesem Verfahren entwickelte Prototyp eines Gerätes wird in Aufbau, Signalerfassung und -verarbeitung sowie Bedienung beschrieben.

Mit dem Gerät wurden eingehende klinische Untersuchungen an 78 Patienten unter gleichzeitiger Anwendung der Impedanzpneumographie durchgeführt. Registrierbeispiele für die verschiedenen Bewegungstypen werden dargestellt.

Bei 12 von den untersuchten Kindern erfolgte eine Computeranalyse und eine darauf basierende Klassi-

fizierung der einzelnen registrierten Bewegungen.

Aus diesen Untersuchungen ergab sich, daß das mechanographische Verfahren bei einfacher Handhabung eine sichere Möglichkeit bietet, motorische Aktivität von ruhiger Atmung zu unterscheiden. Der Versuch der Differenzierung der registrierten Motorikaktionen zeigte, daß einzelne Bewegungen allenfalls verschiedenen Gruppen zugeordnet werden können.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Ammon, B.: Erprobung einer verbesserten Methode zur mechanischen Erfassung der Motorik Neu- und Frühgeborener. Inaugural-Dissertation, Erlangen (1983).
2. Anderson, Th.W.: An Introduction to Multivariate Statistical Analysis. John Wiley & Sons., Inc., New York and London (1964).
3. Bendat, J.S., Piersol, A.G.: Random data. Analysis and Measurement Procedures. New York (1971).
4. Bratteby, L.E., Andersson, L.: Continuous Monitoring of Motor Activity in the Newborn. 5 th European Congress of Perinatal Medicine Uppsala, Sweden, 9 - 12 June, 141 - 149 (1976).
5. Colburn, T.R., Smith, B.M., Guarini, J.J., Simmons, N.N.: An Ambulatory Activity Monitor with Solid State Memory. ISA-Transactions 15, 149 - 154 (1976).
6. Demming, J., Hanner, J.P.: Amer. J. Dis. Childr. 49, 109 (1935).
7. Demming, J., Hanner, J.P.: Amer. J. Dis. Childr. 51, 823 (1936).

8. Haines, J.: Technical note. An ultrasonic system for measuring activity. Medical and Biological Engineering, 378 - 381 (1974).
9. Haupt, H.: Das Neugeborene. Thieme-Verlag, Stuttgart (1971).
10. Jarosch, E.,
Madreiter, H.,
Berger, H.: A New Approach to Measure Restlessness. Pädiatrie und Pädologie 14, 347 - 353 (1979).
11. Karkalas, Y.,
Smith, N.,
Zabik, J.P.,
Lal, H.: Objective Measurement of Extrapyramidal Symptoms Throug Forearm Tremors in Humans by Automatic Recordings. Clinical Toxicology 5, 381 - 385 (1972).
12. Kiphard, E.J.,
Schilling, F.: Der Hamm-Marburger-Körperkoordinationstest für Kinder (HMKTK). Monatsschrift für Kinderheilkunde 118, 473 (1970).
13. Korenyi, Ch.,
Whittier, J.R.,
Fischbach, G.: Cineseismography - A Method for Measuring Abnormal Involuntary Movements of the Human Body. Diseases of the Nervous System (Februar 1974).
14. Kupfer, D.J.,
Detre, T.P.,
Foster, G.,
Tucker, G.J.,
Delgado, J.: The Application of Delgado's Telemetric Mobility Recorder for Human Studies. Behavioral Biology 7, 585 - 590 (1972).

15. Mayer, I.: Kontinuierliche Registrierung der Atemmechanik gesunder und kranker Neugeborener. Vergleich mit anderen Methoden. Inaugural-Dissertation, Erlangen (1983).
16. Neuhäuser, G.: Methods of Assessing and Recording Motor Skills and Movement Patterns. Develop. Med. Chil. Neurol. 17, 369 - 386 (1975).
17. Oppel, F.,
Umbach, W.U.: Technical Contribution. A Quantitative Measurement of Tremor. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 43, 885 - 888 (1977).
18. Oseretzky, N.I.: Eine metrische Stufenleiter zur Untersuchung der motorischen Begabung bei Kindern. Zeitschrift für Kinderforschung 30, 300 (1925).
19. Oseretzky, N.I.: Zur Methodik der Untersuchung der motorischen Komponenten. Zeitschrift für angewandte Psychologie, 32, 257 (1929).
20. Oseretzky, N.I.: Psychomotorik. Methoden zur Untersuchung der Motorik. Zeitschrift für angewandte Psychologie, Beiheft 57 (1931).

21. Schulte, F.J.: Störungen des Zentralnervensystems durch intrauterine und perinatale Ursachen. In: Pädiatrie in Praxis und Klinik, Bd. I. Hrsg.: Bachmann, K.D., Ewerbeck, H., Joppich, G., Kleihauer, E., Rossi, E., Stalder, G.R. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart (1978).
22. Smit, H.v.Z.,
Langman, V.A.: A capacitive method of measuring circadian activity in laboratory animals. Medical and Biological Engineering 12, 831 - 836 (1974).
23. Steinwachs, F.: Die verfeinerte mechanische Schreibwaage. Apparatives und Methodisches zur exakten Erfassung der Psychomotorik. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten 187, 521 - 536 (1952).

Zum Schluß möchte ich mich bei allen bedanken,
die diese Arbeit ermöglicht haben:

Herrn Prof. Dr. K. Stehr danke ich für die Möglichkeit, in der Universitäts-Kinderklinik Erlangen zu arbeiten. Bei Herrn Prof. Dr. D. Harms bedanke ich mich für die Überlassung des Themas und seine hilfsbereite Unterstützung. Herrn Dr. S. Schneider und Herrn Dr. H. Reichenberger (Fa. Siemens) danke ich für die freundliche Beratung und die Überlassung der Abbildungen 1 - 7, 44, 45, 47 - 49. Herrn Dr. Brandl danke ich für die Hilfe bei der Computerauswertung eines Teils der Daten.

LEBENS LAUF: Irmgard Lina Hummer

- 20.05.1958 geboren als jüngstes von vier Kindern der Eheleute Konrad Hummer und Kuni-
gunde Hummer, geb. Pöhner, in Hinter-
haslach, Kreis Nürnberger Land
- 1964 - 1968 Besuch der Volksschule in Offenhausen
- 1968 - 1976 Besuch des Paul-Pfinzing-Gymnasiums
in Hersbruck
- 25.06.1976 Zeugnis der Allgemeinen Hochschulreife
- WS 1976/77 Beginn des Studiums der Humanmedizin
an der Medizinisch-Naturwissenschaft-
lichen Hochschule Ulm
- SS 1977 Wechsel an die Friedrich-Alexander-
Universität Erlangen-Nürnberg
- 25.08.1978 Ärztliche Vorprüfung in Erlangen
- 11.04.1983 Ärztliche Prüfung in Erlangen
- 21.04.1983 Approbation zur Ärztin
- 01.10.1983 Beginn der klinischen Tätigkeit an
der Nervenklinik mit Poliklinik der
Universität Erlangen-Nürnberg

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197